

平成27年度 修士論文

せん断波の3次元的观察によるせん断波伝搬特性の解明

指導教員 山越 芳樹 教授

群馬大学大学院理工学府 理工学専攻

電子情報・数理教育プログラム

香取 裕志

せん断波の 3 次元的観察によるせん断波伝搬特性の解明

目次

第一章 序論

第二章 せん断波計測について

- 2-1 せん断波について
- 2-2 生体内組織における低周波振動の伝搬
- 2-3 せん断波の期待されるパラメータと臨床的有用性

第三章 カラー Doppler せん断波映像法 (CD-SWI 法)

- 3-1 超音波パルス Doppler 法による組織内振動伝搬計測の基本原理
- 3-2 カラーフロー映像系 (CFI) の流速推定アルゴリズム
- 3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出

第四章 せん断波三次元映像システムの開発

- 4-1 せん断波三次元映像システムの概要
- 4-2 位相抽出法と位相回復法 (DFTV 法)
- 4-3 位相マップの 3 次元再構成
- 4-4 三次元伝搬速度と伝搬方向の推定
- 4-5 せん断波の三次元観測ソフトウェア

第五章 三次元撮影実験による伝搬特性の解明

- 5-1 実験概要
- 5-2 実験で用いるファントム
- 5-3 低加振電圧下における伝搬特性の検証
- 5-4 加振電圧と回折現象及び伝搬速度の非線形的関係
- 5-5 周辺組織と模擬腫瘍の癒着有無による伝搬特性の検証

第六章 結論

- 6-1 結論
- 6-2 今後の課題

謝辞・参考文献

第一章 序論

近年、日本のがん死亡率は増加し、1981 年以降には脳卒中と入れ替わって死亡原因の第一位となっている。日本におけるがん死亡数の増加の主な原因は、人口構成の高齢化、高齢者人口の増加であるといわれており、今後もますます増加すると考えられる。がんの中でも特に女性では乳がん、男性では前立腺がんなどの生体表面のがんによる死亡率が増加傾向であることから、生体表面のがんの定量的な診断が求められている。しかし、現在、乳がん検査として用いられるマンモグラフィは、X 線を用いるため、X 線による被ばくなど安全面での問題が懸念されている。また、得られる画像の読影が難しく正確な読影は医師や検査技師の経験に頼る部分が大きいため、誤って診断されるケースも多くある。そのため、安全かつ定量的ながんの診断法を確立するために数々の研究がなされており、なかでも、正常な組織に比べてがん組織が固いという特徴を利用した組織弾性計測が近年注目を集めている。

生体組織などの比較的柔らかい物体の表面から周波数 1[kHz]程度までの低周波振動を加えると、その放射エネルギーの大部分は生体中を横波として伝搬し、その伝搬速度や減衰係数は、せん断波などのずれ粘弾性パラメータと関連があることが知られている。また、生体組織のずれ粘弾性特性は、組織を触った時の硬さや感触と密接に関係している。そのため、生体組織について低周波振動の伝搬速度や減衰などが測定できれば、画像などの視覚的な診断に頼ることなく、疾病の進行度の定量的な評価や早期発見が期待でき、これらは組織の特性化のために有用である。

しかし、生体組織の機械的構造は非常に複雑であり、組織境界等で反射や屈折が生じるため、これらが時として測定精度に影響を与えてしまい、肝臓などの比較的一様な組織でしか伝搬速度を精度良く測定できないという問題があるのが現状である。そのため、非一様かつ複雑な境界面を持つ組織においても、精度よく組織内部の粘弾性を測定できるシステムが求められている。

本研究においては、生体内せん断波の映像化として汎用超音波装置のカラーフロー像を利用したせん断波波面映像法 (CD SWI 法) と高時間分解能のための位相抽出法・位相回復法 (DFTV 法) を組み合わせることで、せん断波を 3 次元的に観察できるシステムを構築した。これを用いて腫瘍模擬ファントムを 3 次元観察することにより、がんなどの腫瘍が存在する組織中のせん断波の伝搬特性の解明を行う。

第2章 セン断波計測について

本章ではセン断波の特徴と工学的な研究課題、生体軟組織内部における低周波振動の伝搬について示す。さらにセン断波計測により期待される臨床意義や目的について示す。

2-1 セン断波とは

ここでは、セン断波の特徴とそこから考えられる工学的な課題について示す。

セン断波の特徴

1. 波長

- ・波長は数ミリメートルであるため、高分解能測定が求められている。

2. 振幅

- ・振幅は数十マイクロン以下であり、高精度超音波計測技術が求められている。

3. 周波数

- ・主にセン断波の減衰により制限され、現在利用できるのは 100[Hz]~数[kHz]である。

工学的な研究課題

1. セン断波の波動としての性質

伝播方向が一樣でなく多重反射や回折、減衰の問題がある。

2. セン断波の励起方法

振幅を得ようとする加振器のサイズが大きく重くなる。

また、効率の問題もあり加振器の発熱の問題がある

3. パラメータ推定法、その物理、臨床的意味づけ

2-2 生体内部の組織における低周波振動の伝搬

生体組織の粘弾性パラメータと低周波振動の伝搬速度および減衰の関係について以下に示す。

外部から媒質に振動を伝え、その振動は一般的に縦波・横波として伝搬する。生体のような粘弾性媒質中では、Hooke の法則が成り立つ Voigt モデルと仮定することにより、この縦波・横波の伝搬速度および減衰係数は次式で与えられる。

① 縦波

$$\text{伝搬速度} : v_l = \frac{\omega_v}{\text{Re}[g]} \quad (2-2-1)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_l = -\text{Im}[g] \quad (2-2-2)$$

$$\text{ただし、} g = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{(2\mu + \lambda)} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

② 横波

$$\text{伝搬速度} : v_t = \frac{\omega_v}{\text{Re}[h]} \quad (2-2-4)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_t = -\text{Im}[h] \quad (2-2-5)$$

$$\text{ただし、} h = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{\mu} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

$$\mu = \mu_1 + j\omega_v \mu_2$$

μ_1 : せん断弾性係数

μ_2 : せん断弾性係数

ρ : 密度

ω_v : 振動周波数

$\text{Re}[]$ 、 $\text{Im}[]$: []内の複素数の実数部、虚数部

$$\lambda = \lambda_1 + j\omega_v \lambda_2$$

λ_1 : 体積弾性係数

λ_2 : 体積弾性係数

また、これら縦波や横波の他に生体の表面付近では表面波が存在するが、この伝搬速度はほぼ横波の伝搬速度に等しいことが知られている。上記の波動の中で、縦波は圧縮性の波であり、媒質を圧縮することにより伝搬する。一方、横波は非圧縮性の波であり、媒質を等体積のまま、横方向に挟み切るように変形させながら伝搬していくため、せん断波とも呼ばれている。ここで、周波数が 1[kHz]程度以下の低周波振動であると、外部から与えられた振動のエネルギーはそのほとんどが横波に変換されと考えられる。

ここで、(2-2-4)式、(2-2-5)式で与えられる横波の伝搬速度と減衰係数を、粘弾性パラメータを用いて書くと、

$$v_t = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}} \quad (2-2-7)$$

$$\alpha_t = \sqrt{\frac{\rho \omega_v^2 (\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}} \quad (2-2-8)$$

となる。

したがって、もし、媒質の弾性が粘性にまさり、 $\mu_1 \gg \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t1} \cong \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} \quad (2-2-9)$$

$$\alpha_{t1} \cong 0 \quad (2-2-10)$$

となり、伝搬速度は、単にせん断弾性係数と媒質の密度のみの関数となる。このとき、 μ_1 が大きいということは、媒質が硬いということであり、硬い媒質ほど伝搬速度は速くなる。

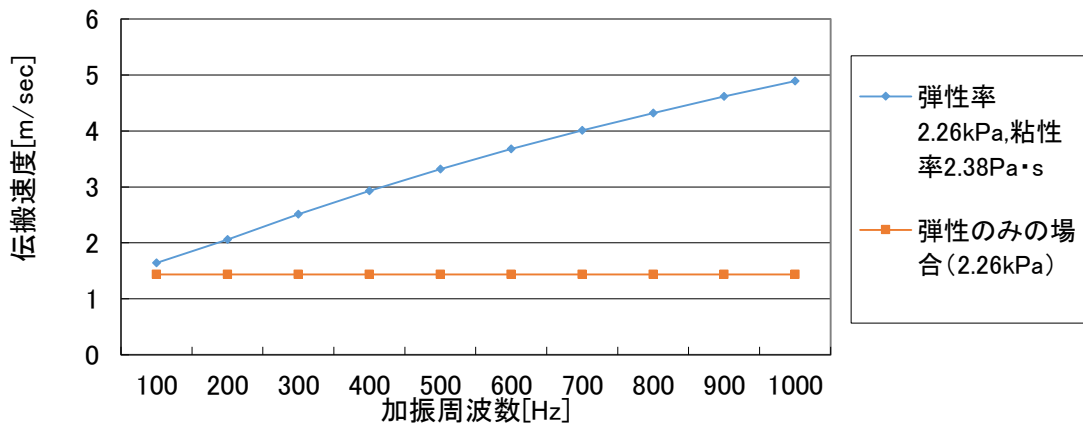
一方、媒質の粘性が弾性にまさり $\mu_1 \ll \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t2} \cong \sqrt{\frac{2\omega_v \mu_2}{\rho}} \quad (2-2-11)$$

$$\alpha_{t2} \cong \sqrt{\frac{\rho \omega_v}{2\mu_2}} \quad (2-2-12)$$

となり、 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ とも粘性係数と密度の関数になり、この場合 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ の周波数依存性（分散性）が現れてくる。

Fig.2-2-1 に弾性体と粘弾性体の周波数別伝搬速度を示す。



2-3 セン断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性

セン断波の伝搬速度は、臨床的な有用性が明らかにされているが、セン断波計測によって得られる情報としては、この他にも Fig.2-3-1 に示すような情報も得られると考えられる。その中で、今回伝搬速度の非線形について着目した。

測定量	物理パラメータ	臨床意義	計測時の問題点
伝搬速度	セン断弾性係数	組織の硬さ	多重反射、減衰
減衰係数	粘性係数	粘性評価	多重反射、屈折、反射
伝搬速度の周波数依存性		粘性評価、測定の定量性向上	多重反射、減衰、空間分解能
共振現象	セン断弾性係数	組織のボリュームの大きさ	減衰、空間分解能
非線形性	初期応力、媒質の非線形性	組織非線形性評価	振動振幅の減衰
異方性	伝搬速度の方向性	繊維方向、繊維化	三次元伝搬方向

Fig.2-3-1 セン断弾性波によって得られる情報

第3章 カラー Doppler 断波映像法 (CD-SWI 法)

3-1 超音波パルス Doppler 法による組織内振動伝搬計測

組織内振動伝搬計測は、組織表面から振動を印加することで組織内に振動を励起させ、内部を伝搬する振動を超音波で計測するものである。これは、組織内部を多数の超音波散乱体と考えると、組織内部に超音波を送波し、超音波散乱体から反射してくる超音波がドップラー効果によって周波数変調を受けていることに着目したものである。したがって、超音波散乱体から反射した超音波を直交検波することで得られるドップラー信号から組織内部を伝搬する振動を推定することができる。

今、Fig.3-1-1 に示すような超音波トランスデューサに近づく方向に、周波数 f_b 、速度 $v(t)$ で振動する超音波散乱体に対して超音波パルスを送波する場合を考える。

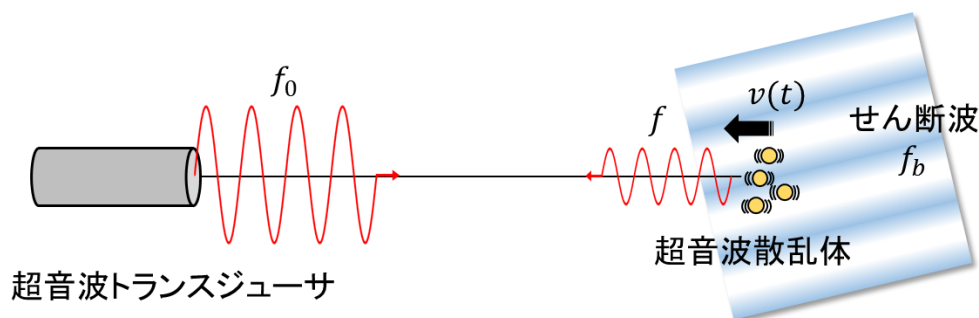


Fig.3-1-1 計測モデル

散乱体の運動 $\xi(t)$ は次式で表すことができる。

$$\xi(t) = \xi_0 \sin(2\pi f_b t + \phi_b) \quad (3-1-1)$$

ただし

ξ_0 : 振動振幅

ϕ_b : 初期位相

この時、超音波散乱体に反射した超音波の周波数 f は

$$f = \frac{c+v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-2)$$

f_0 : 超音波の中心周波数

c : 音速

この反射波が超音波トランスデューサで受信されるとき、周波数 f' は

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} f \quad (3-1-3)$$

(3-1-2)式、(3-1-3)式より

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} \times \frac{c+v(t)}{c} f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-4)$$

したがって、超音波のドプラ周波数シフト Δf は

$$\Delta f = f' - f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 - f_0 = \frac{2v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-5)$$

となる。

超音波ドプラ法で組織内の速度を観測する場合、組織内での音速は約 1500[m/sec]であり、それと比較して観測しようとする組織内の速度は 1~10 数[m/sec]と微小であるので、 $c \gg v(t)$ となり、(3-1-5)式は次式のように近似することができる。

$$\Delta f \cong \frac{2v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-6)$$

この時、超音波の位相変化 $\Delta\phi$ は

$$\begin{aligned} \Delta\phi &= 2\pi \int (\Delta f) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \int v(t) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) \end{aligned} \quad (3-1-7)$$

となるので、この散乱体からの受信信号 $r(t)$ は

$$\begin{aligned} r(t) &= A(t) \sin(2\pi f_0 t + \Delta\phi - 2k_u Z) \\ &= A(t) \sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) - 2k_u Z\right) \\ &= A(t) \sin\left\{2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c}\right) - 2k_u Z\right\} \end{aligned} \quad (3-1-8)$$

ただし、

$A(t)$: 振幅

k_u : 超音波パルスの波数

Z : トランスデューサ，散乱体間の距離

となる。よって超音波パルス間で微小変位 $\xi(\Delta t)$ による位相ずれが生じる。

次に RF 信号に、位相が互いに 90 度異なる超音波周波数成分を畳み込み積分し低域通過フィルターをかけ、QI 信号を得る。

(i) I 信号

RF 信号にキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned} I'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \sin(2\pi f_0) \\ &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \cos \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \end{aligned} \quad (3-1-9)$$

となる。ここで $2\omega_0$ 付近の信号を低域通過フィルターで除くと、

$$I(t) = \frac{A(t)}{2} \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-10)$$

となり I 信号を得る。

(ii) Q 信号

(i) と 90 度異なるキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned} Q'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \cos(2\pi f_0) \\ &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \sin \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \end{aligned} \quad (3-1-11)$$

となる。(i) と同様に低域通過フィルターを用いると

$$Q(t) = \frac{A(t)}{2} \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-11)$$

となり、Q 信号を得る。

3-2 カラーフロー映像系(CFI)の流速推定アルゴリズム

今、超音波パルスを同一方向に N パルス送波すると、i 番目の超音波パルスに対する受信超音波の位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t \quad (3-2-1)$$

ここで

ϕ_0 : 初期位相

f_0 : 超音波の中心周波数

c : 音速

v : 流速

Δt : 超音波パルス間の時間間隔

(3-2-1)式より、i 番目の受信 RF 信号 r_i は、

$$\begin{aligned} r_i &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_i) \\ &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \quad (3-2-2)$$

この受信 RF 信号を直交検波器で直交検波すると、その複素直交検波出力 \vec{Q}_i 、および \vec{Q}_i の実部信号および虚部信号である In phase 信号 I_i と、Quadrature 信号 Q_i は、

$$\begin{aligned} \vec{Q}_i &= I_i + jQ_i \\ \begin{cases} I_i &= a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \\ Q_i &= a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{cases} \end{aligned} \quad (3-2-3)$$

(3-2-3)式は、(3-2-4)式のように書くこともできる。

$$\vec{Q}_i = a \exp(j(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t)) \quad (3-2-4)$$

ここで、第 i 番目の超音波パルスの位相と、第 i+1 番目の超音波パルスの位相の差 $\Delta\phi_i$ を考える。これは、

$$\Delta\phi_i = \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \quad (3-2-5)$$

と推定できるので、(4)式を代入すると、

$$\begin{aligned}
\Delta\phi_i &= \arg(a^2 \exp(j \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t)) \\
&= \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t
\end{aligned} \tag{3-2-6}$$

よって流速 v は、次式で求められる。

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \Delta\phi_i = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \tag{3-2-7}$$

(3-2-7)式のカッコ内は、IQ 信号を使うと、

$$\begin{aligned}
\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^* &= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i + jQ_i)^* \\
&= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i - jQ_i) \\
&= I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i + j(I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i)
\end{aligned} \tag{3-2-8}$$

と書けることより、流速の推定式として

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i}{I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i}\right) \tag{3-2-9}$$

CFI では、S/N を向上させるために、連続した超音波 N パルスから得た直交検波出力信号を用いて以下の式で流速を推定している。

$$\begin{aligned}
v &= \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{E_U}{E_L}\right) \\
\left[\begin{aligned} E_U &= \sum_{i=1}^N I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i \\ E_L &= \sum_{i=1}^N I_{i+1} I_i + Q_{i+1} Q_i \end{aligned} \right.
\end{aligned} \tag{3-2-10}$$

3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出

今、CFI の流速推定アルゴリズムをせん断波により反射体が正弦的に振動している場合に適用する。

せん断波が伝搬して組織が正弦的に変動すると、組織変位 ξ は次式のように表すことができる。

$$\xi = \xi_0 \sin(\omega_b t + \phi_0) \quad (3-3-1)$$

ω_b : 振動角周波数
 ϕ_0 : 初期位相

このとき、 i 番目の受信超音波パルスの位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi \quad (3-3-2)$$

直交検波器の出力は、(3-2-3)式と同様に

$$\begin{cases} I_i = a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \\ Q_i = a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \end{cases} \quad (3-3-3)$$

となる。

ここでずり弾性波の角周波数に対して、下記の条件(周波数条件)が成り立つ場合を考える。

$$\omega_b = \frac{2\pi}{4\Delta t} \quad (3-3-4)$$

つまり、せん断波の周波数であらわすと、

$$f_b = \frac{1}{4\Delta t} \quad (3-3-5)$$

さらに、振動の初期位相として

$$\phi_0 = 0 \quad (3-3-6)$$

が満たされとする。

上記条件 ((3-3-5)式および(3-3-6)式) は、せん断波の伝搬による組織の変位振動の周期が超音波の4パルスに等しく、かつ初期位相が0の条件であり、これを変位振幅として図に表すと Fig.3-3-1 になる。

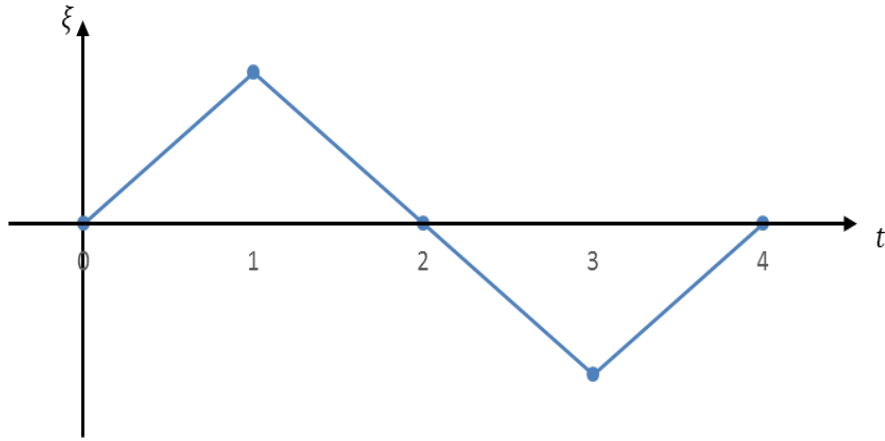


Fig.3-3-1 仮定した変位振幅

Fig.3-3-1 と同じ振動振幅は、せん断波の振動周波数が高く、エイリアジングにより低い周波数に折り返す場合にも生じるが、この時の振動周波数は、 m を整数として、

$$f_b = \frac{1}{2} \left(m + \frac{1}{2} \right) \frac{1}{\Delta t} \quad (3-3-7)$$

として表される。このため、以下の議論は、(3-3-7)式が成り立つ場合にも成立するので、ずり弾性波の周波数として(3-3-7)式が成り立てばよい**(CFI でせん断波を映像化するときの周波数条件)**。

この時、変位 ξ は

$$\xi = \xi_0 \sin (2\pi f_b i \Delta t) \quad (3-3-8)$$

と表される。この時、直交検波器の出力信号である I,Q 信号は、

$$\begin{cases} I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \\ Q_i = a \sin\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \end{cases} \quad (3-3-9)$$

となる。

ここで、 $i=0,1,2,3$ について、直交検波器の出力を求めてみると、

$i = 0$ の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-10)$$

i = 1 の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-11)$$

ただし λ を超音波の波長とすると、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases} \quad (3-3-12)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases}$$

i = 2 の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-13)$$

i = 3 の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-14)$$

ただし、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases} \quad (3-3-15)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases}$$

となる。

(3-3-11)・(3-3-15)式の関係性をベクトル図であらわすと

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合}$$

Fig.3-3-2 に示すように、すべてのベクトルは第一象限と第四象限にある。

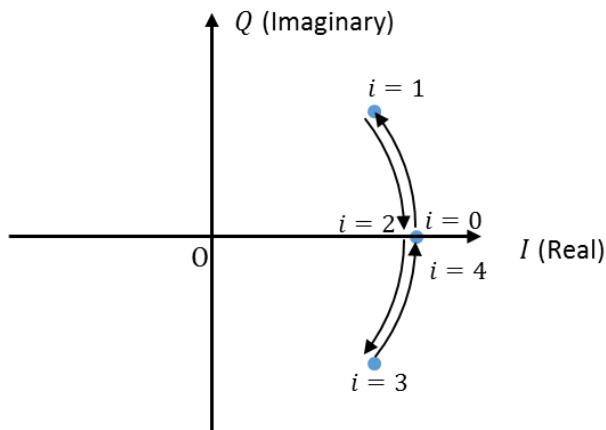


Fig.3-3-2 $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

③ $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合

$i=1$ と $i=3$ の時のベクトルは第二象限と第三象限にある。

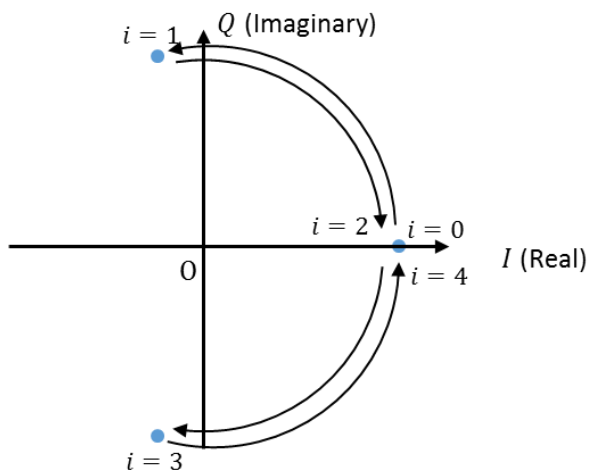


Fig.3-3-3 $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

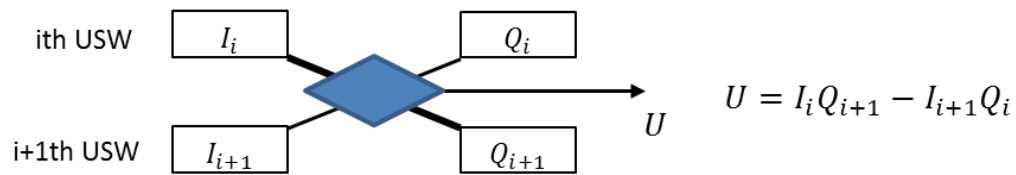
これらを Tab.3-3-1 にまとめる。

Tab.3-3-1 直交検波器の出力信号		
i	I_i	Q_i
0	a	0
1	$I_a *$	Q_a (正)
2	a	0
3	$I_a *$	$-Q_a$ (負)

* $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ のとき $I_a \geq 0$ 、 $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ のとき $I_a \leq 0$

次に、この IQ 信号のパターンに対して、CFI による速度推定値を求めてみる。
 まず(3-2-10)式で示される、流速導出アルゴリズムは次の 2 つの基本演算からなる。

基本演算1



基本演算2

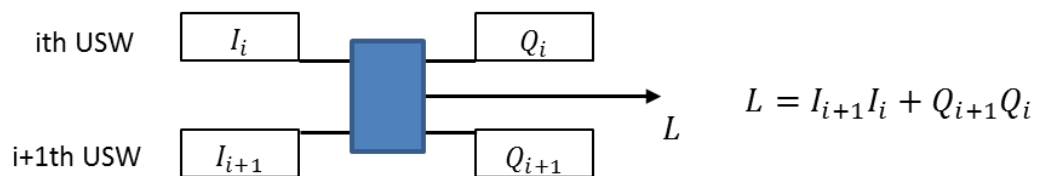


Fig.3-3-4 流速導出の基本演算

ここで超音波パルスの送受信数 $N=11$ の場合に、CFI による流速導出アルゴリズムを図式化すると

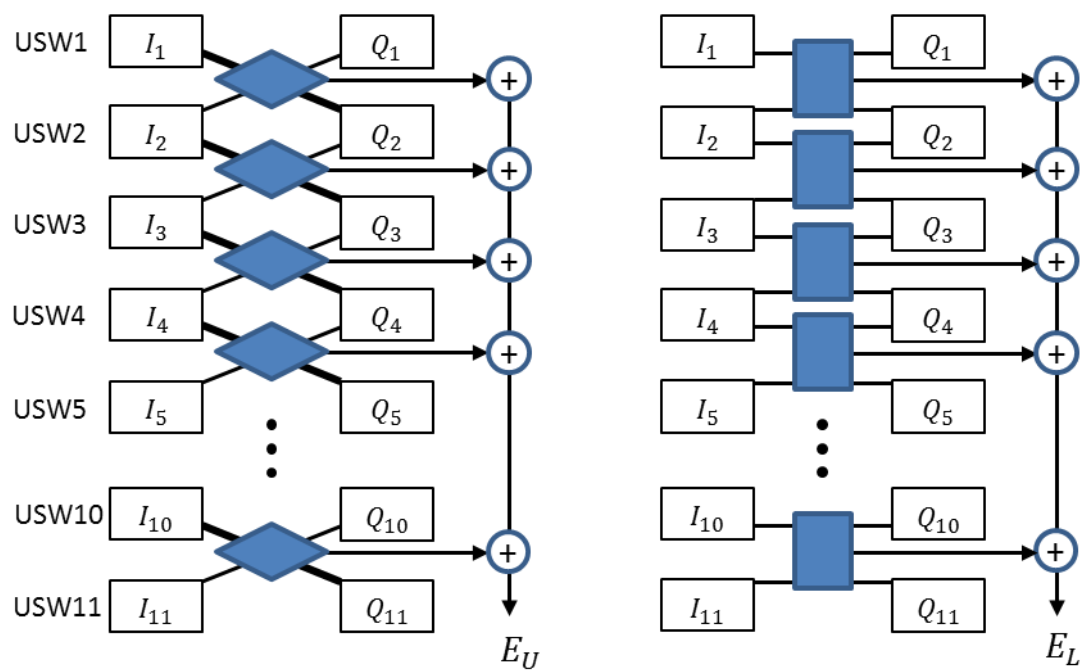


Fig.3-3-5 CFI における流速導出アルゴリズム

(3-3-4),(3-3-6)式の 2 つの条件がともに満たされているとき、CFI における流速推定は Fig.3-3-6 のようになる。

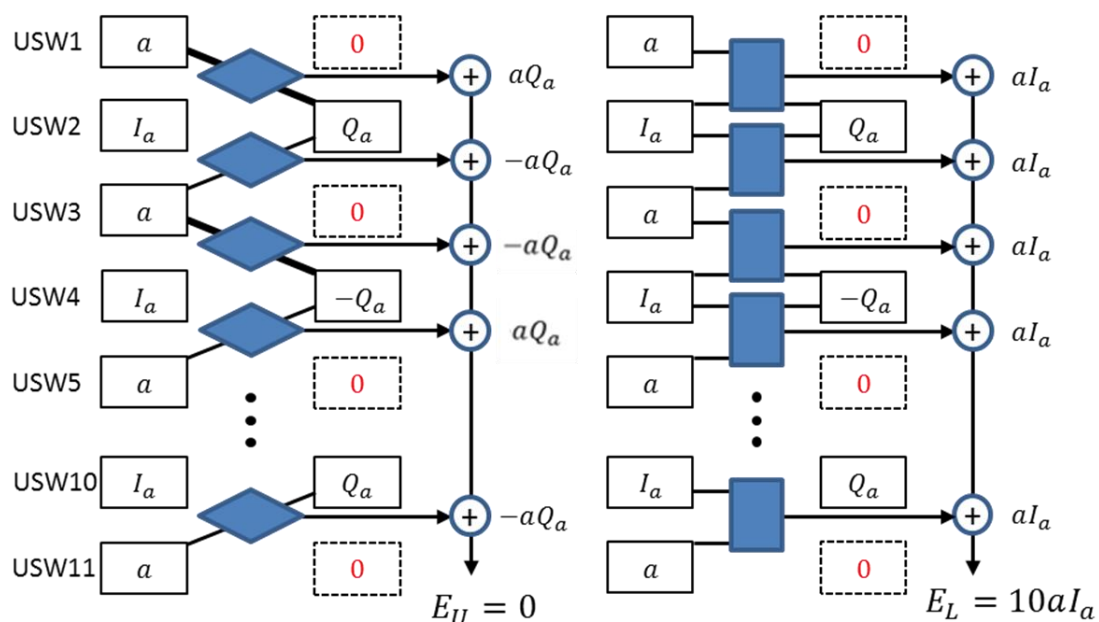


Fig.3-3-7 CFI における流速導出アルゴリズムを使ったせん断波の波面再生
ここで、

$$\begin{cases} 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \geq 0 \\ \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \leq 0 \end{cases}$$

となるが、ともに $E_U=0$ であるので、実軸を E_L 、虚軸を E_U とするベクトルは、 E_L が正の場合は実軸上の正の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は 0 になる。一方、 E_L が負の場合は実軸上の負の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は正の最大値、または負の最大値（ナイキスト周波数で決まる最大の流速値）になる。

つまり、

- ① E_L が正になる条件（せん断波による振動振幅が $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ の場合）

流速 0 になる。

- ② E_L が負になる条件（せん断波による振動振幅が $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合）

振動振幅の位相が 0 度、および 180 度になる位置に C F I 画像には流速最大の部分が現れる。

この条件は、せん断波の振幅により、せん断波による振動位相が 0 または 180 度の時に、特異なパターンが CFI 画像に現れることを示しており、これを**振幅条件**と呼ぶ。

せん断波が組織中を伝搬しているとき、CFI 画像の中から上記に示したような特徴ある部分を抽出することにより、せん断波の位相（0 度または 180 度）が推定できることになる。せん断波が等位相になる部分はせん断波の波面を再現することに相当するので、この方法により、CFI 画像からせん断波の波面を再現できることになる。

この方法は、周波数条件（3-3-7 式）が成り立つときに、CFI の推定アルゴリズムが、せん断波の 0 度と 180 度の位相を検出するデジタルフィルターになっていることに着目した、せん断波の映像化法である。横軸を初期位相 ϕ_b 、縦軸を振動振幅 ξ_0 として、以下の条件で、流速推定の数値シミュレーションをおこなった結果を Fig.3-3-7 に示す。

[シミュレーション条件]

超音波中心周波数 f_0	6.5MHz
超音波伝搬速度 c	1500 m/s
パルス繰り返し周波数 $1/dt$	365Hz
パルス本数 N	11
加振周波数 f_b	91.25Hz

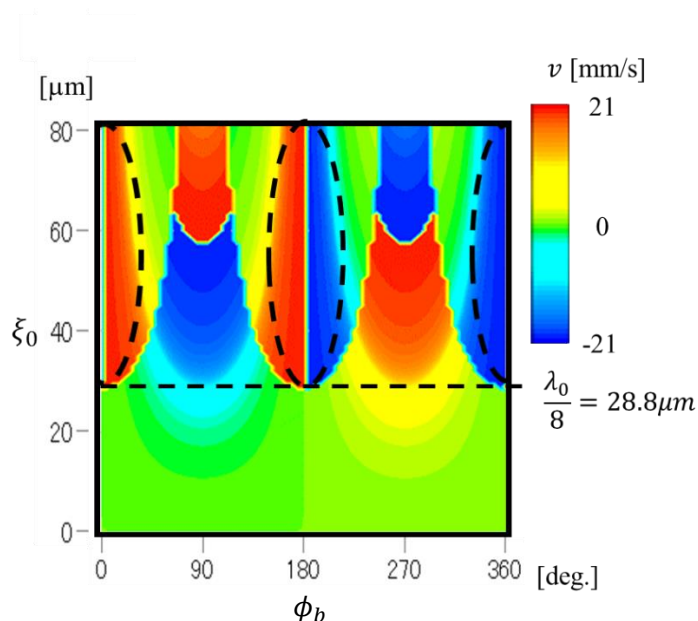


Fig.3-3-7 数値シミュレーション結果

周波数条件は、理論的には（3-3-7）式であらわされるが、実際には、せん断波の周波数がこの条件に近いときでも、流速の最大値または流速 0 の部分が CFI 画像上に現れる。そのため、せん断波の周波数が周波数条件に近いときにも、せん断波の波面が再現できる。

第4章 せん断波三次元映像システムの開発

4-1 せん断波三次元映像システムの概要

(1) 臨床で求められるシステム

せん断波三次元映像システムを構築する上で、臨床での利用を想定してシステムの要件を決定した。

- ・ 2D リニアプローブの利用を前提とする
- ・ 撮影は可能な限り短時間（1 分以内）で行う
- ・ 撮影中はプローブを安定させ、再現性の高い撮影を行う
- ・ 測定対象の形状（ファントム・肩・乳房など）に制限されない撮影システム

(2) 実験系の決定

(1) で決定した要件踏まえ、2D リニアプローブに地磁気センサ（ハネウェル社製 HMC5883L）を取り付け、手動チルト走査を行うことで実験系を構築した。実際の実験風景を Fig. 4-1-1 に示す。

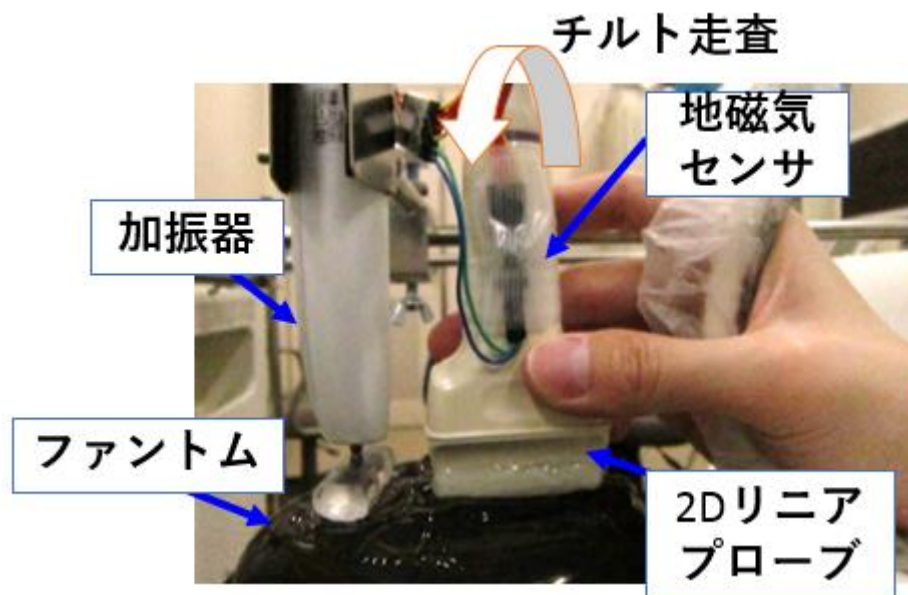


Fig. 4-1-1 三次元撮影風景

この実験系を用いることで以下の利点を得られる。

- ・ 地磁気センサを用いたことで安価かつ簡便な撮影が行える。
- ・ 地磁気センサから得られる角度と超音波装置から得られる CFI 像を時間的に同期させることで 3 次元再構成が行える。
- ・ チルト撮影を行うことで接地面が動かず、測定対象の形状の影響を受けにくい。

また、実験では加振器はリニア振動アクチュエータ(Fig. 4-1-2)を用いた。

各アクチュエータの特性は Table 4-1-1 のようになる。

リニア振動アクチュエータは共振系であるため、振動周波数は共振周波数（約 300[Hz]）付近に限定される。

Table 4-1-1 アクチュエータの特性

アクチュエータ	動作電圧 [V]	共振周波数 [Hz]	最大振幅 [μm]
リニア振動アクチュエータ	5	314	1000

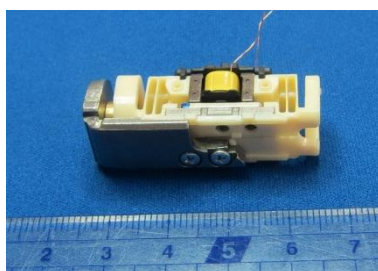


Fig. 4-1-2 リニア振動アクチュエータ Panasonic の電動歯ブラシより摘出

加振器のヘッド部分には、半円柱側面状のアクリル製アタッチメント (Fig. 4-1-3) を用いた。



Fig. 4-1-3 加振器ヘッド部の形状

実験では半円側面柱状のアタッチメントをプローブに対して直交に当てた (Fig. 4-1-4)。これにより、3 次元的に伝搬を観察する際、XY 面 (正面) ではせん断波が球面波として、ZX 面 (上面) ではせん断波が平面波として観察することができる。

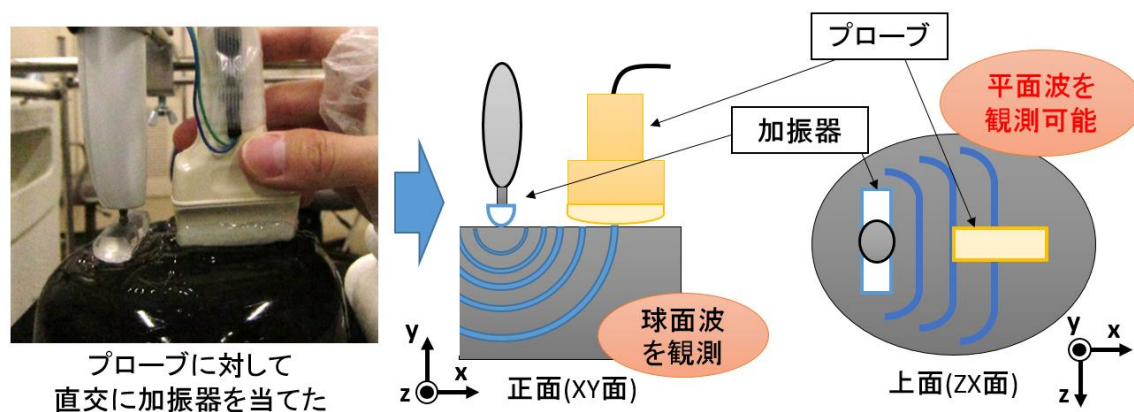


Fig. 4-1-4 アタッチメントにより発生するせん断波の特徴

(3) 位相マップ抽出の高時間分解能化

(1) で示した要件のうち、短時間で撮影を行うためには可能な限り少ない CFI フレームから位相マップを抽出することが必要不可欠である。そのため、本システムでは 4 枚の CFI フレームから位相マップを抽出する。従来の CD-SWI 法では FFT 法による良好な位相マップを得るために、少なくとも 32 枚の CFI フレームが必要である。

従来法での FFT 法を用いた位相マップ抽出の例を Fig. 4-1-5 に示す。

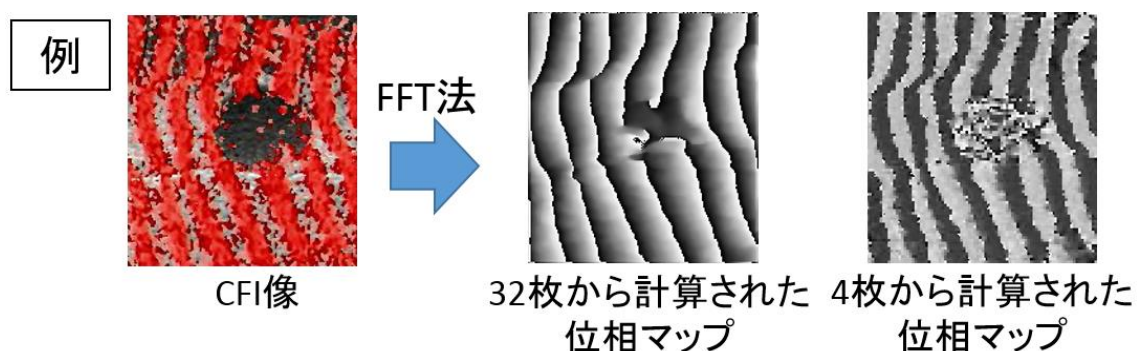


Fig. 4-1-5 従来の FFT による位相マップ抽出

しかし、4枚のフレームから得られる位相マップには位相エラーを多く含み正しい伝搬情報が得られない。そこで本研究では、CFI像のフレーム間隔がランダムでも適用できるAIA法とIterativeな位相回復手法（DFTV法 – Directional Filter Total Variation 法）を導入することで高時間分解能かつ良好な位相マップ抽出法を提案する。（Fig. 4-1-6）

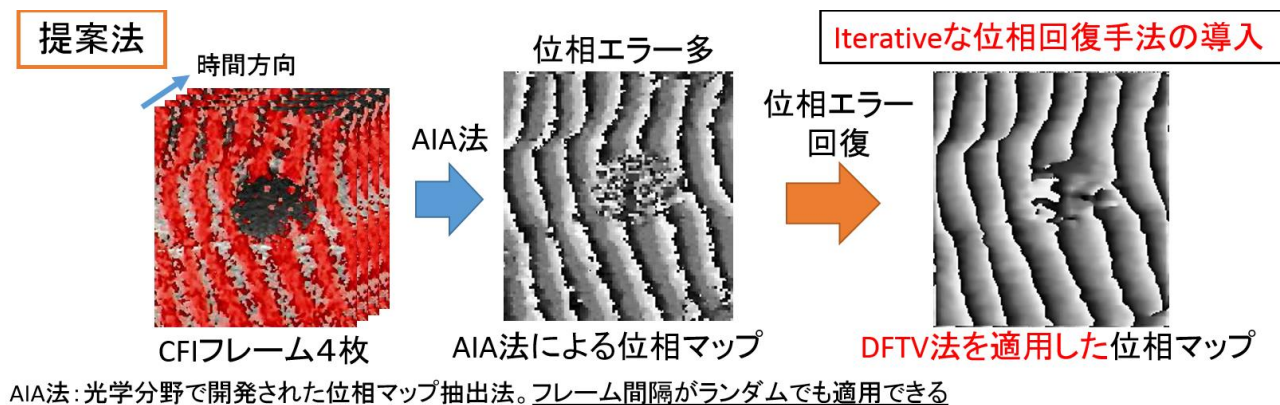


Fig. 4-1-6 DFTV 法の導入

(4) せん断波 3 次元映像システムの全体像

以上の (1) ~ (3) を連携させたシステムの全体像を Fig.4-1-7 に示す。

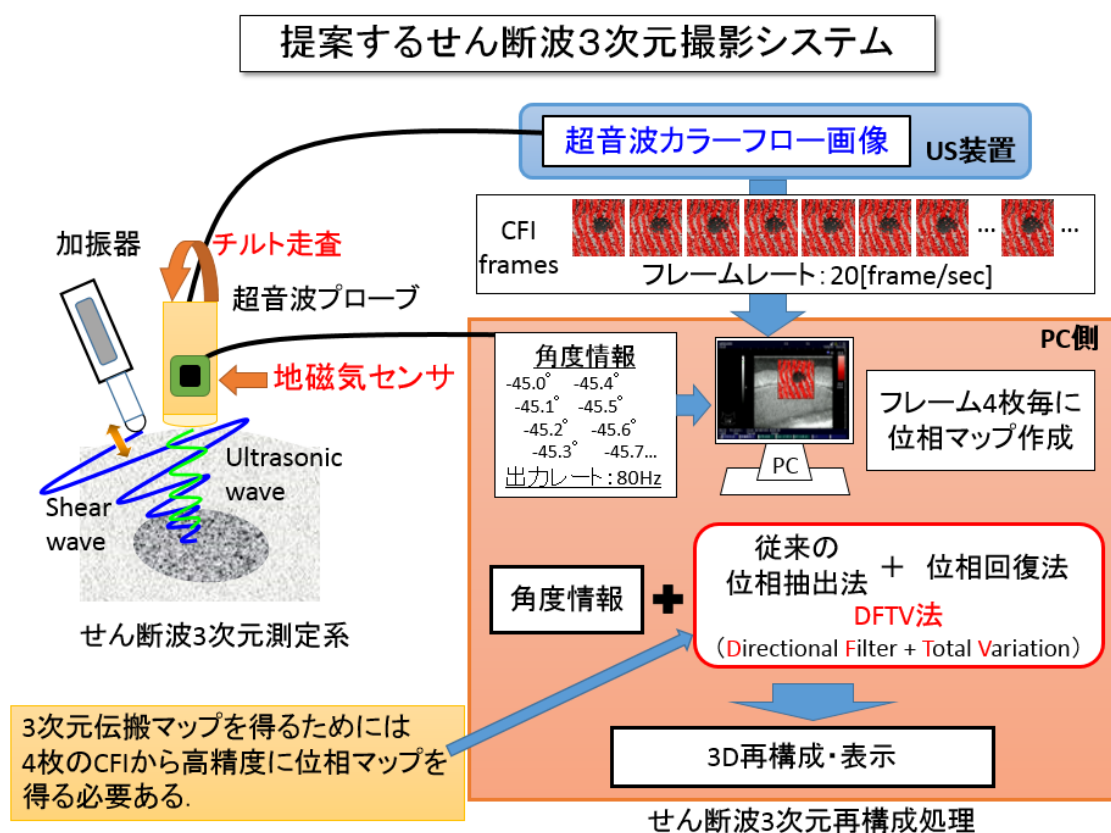


Fig.4-1-7 せん断波 3 次元映像システムの全体像

4-2 位相抽出法と位相回復法 (DFTV 法)

(1) AIA 法による位相抽出について

位相マップを抽出する本手法は、波面のフレーム（時間）方向の位相シフトと、波面が形成されるピクセル空間の位相マップの間を往復する逐次的な方法である Advanced iteration algorithm(AIA)[1]に基づいている。以下、AIA 法の基本原理について説明する。

Step 1. フレーム方向における位相シフトを取得

CFI 法より表示される波面の強度は次のように表現される。

$$I_{i,j}^t = A_{i,j} + B_{i,j} \cos(\phi_j + \delta_i) \quad (4-2-1)$$

ここで、 t は理論値を表す記号、 i, j はそれぞれ i 番目のフレーム位置 ($i = 1, 2, \dots, M$)、CFI 画像上のピクセル位置 ($j = 1, 2, \dots, N$) を表す。 $A_{i,j}$ は平均強度、 $B_{i,j}$ は振幅、 ϕ_j はピクセル空間上の位相量、 δ_i はフレーム方向の位相シフト量を表す。 $A_{i,j}$ と $B_{i,j}$ がフレーム間で変化しないと仮定し、 $a_i = A_{i,j}$ 、 $b_i = B_{i,j} \cos \delta_i$ 、 $c_i = B_{i,j} \sin \delta_i$ と置くと、(4-2-1)式は次のように書き換えられる。

$$I_{i,j}^t = a_i + b_i \cos \phi_j + c_i \sin \phi_j \quad (4-2-2)$$

n 回の逐次的な計算の過程で得られた位相マップを $\phi_j^{(n)}$ とすると、 a_i, b_i, c_i の 3 つの未知のパラメータに対して、 $N(\geq 3)$ 個の方程式が存在することになるので、未知のパラメータは最小二乗法によって解くことができる。最小二乗誤差 $S_i^{(n)}$ は、(4-2-1)、(4-2-2)式から次のように表現できる。

$$\begin{aligned} S_i^{(n)} &= \sum_{j=1}^N (I_{i,j}^t - I_{i,j})^2 \\ &= \sum_{j=1}^N (a_i + b_i \cos \phi_j^{(n)} + c_i \sin \phi_j^{(n)} - I_{i,j})^2 \end{aligned} \quad (4-2-3)$$

ここで、 $I_{i,j}$ は CFI 法により実際に観測された波面強度を表す。 $S_i^{(n)}$ が最小になる条件は $S_i^{(n)}$ を a_i, b_i, c_i それぞれで偏微分した値が 0 になるときである。それぞれの偏微分方程式から次のような方程式が得られる。

$$\begin{bmatrix} a_i \\ b_i \\ c_i \end{bmatrix} = [A]^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{j=1}^N I_{i,j} \\ \sum_{j=1}^N I_{i,j} \cos \phi_j^{(n)} \\ \sum_{j=1}^N I_{i,j} \sin \phi_j^{(n)} \end{bmatrix} \quad (4-2-4)$$

$$[A] = \begin{bmatrix} N & \sum_{j=1}^N \cos \phi_j & \sum_{j=1}^N \sin \phi_j \\ \sum_{j=1}^N \cos \phi_j & \sum_{j=1}^N \cos^2 \phi_j & \sum_{j=1}^N \cos \phi_j \sin \phi_j \\ \sum_{j=1}^N \sin \phi_j & \sum_{j=1}^N \sin \phi_j \cos \phi_j & \sum_{j=1}^N \sin^2 \phi_j \end{bmatrix} \quad (4-2-5)$$

(4), (5)式から a_i, b_i, c_i を解いた後、次式によりそれぞれのフレームにおける位相シフトを得る。

$$\delta_i^{(n)} = \tan^{-1}(-c_i / b_i) \quad (4-2-6)$$

Step 2. ピクセル空間における位相マップの取得

$A_{i,j}$ と $B_{i,j}$ がフレーム間で変化しないと仮定し、 $a'_j = A_{i,j}$ 、 $b'_j = B_{i,j} \cos \phi_j$ 、 $c'_j = B_{i,j} \sin \phi_j$ と置くと、(1)式は次のように書き換えられる。

$$I'_{i,j} = a'_j + b'_j \cos \delta_i + c'_j \sin \delta_i \quad (4-2-7)$$

n 回の逐次的な計算の過程で得られた位相シフトを $\delta_i^{(n)}$ とすると、 a'_j, b'_j, c'_j の3つの未知のパラメータに対して、 $M(\geq 3)$ 個の方程式が存在することになるので、未知のパラメータは最小二乗法によって解くことができる。最小二乗誤差 $S_i'^{(n)}$ は、(4-2-1), (4-2-7)式から次のように表現できる。

$$\begin{aligned} S_j'^{(n)} &= \sum_{i=1}^M (I'_{i,j} - I_{i,j})^2 \\ &= \sum_{i=1}^M (a'_j + b'_j \cos \delta_i^{(n)} + c'_j \sin \delta_i^{(n)} - I_{i,j})^2 \end{aligned} \quad (4-2-8)$$

$S_i'^{(n)}$ が最小になる条件は $S_i'^{(n)}$ を a'_j, b'_j, c'_j それぞれで偏微分した値が0になるときである。

それぞれの偏微分方程式から次のような方程式が得られる。

$$\begin{bmatrix} a'_j \\ b'_j \\ c'_j \end{bmatrix} = [A]^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M I_{i,j} \\ \sum_{i=1}^M I_{i,j} \cos \delta_i^{(n)} \\ \sum_{i=1}^M I_{i,j} \sin \delta_i^{(n)} \end{bmatrix} \quad (4-2-9)$$

$$[A] = \begin{bmatrix} M & \sum_{i=1}^M \cos \delta_i^{(n)} & \sum_{i=1}^M \sin \delta_i^{(n)} \\ \sum_{i=1}^M \cos \delta_i^{(n)} & \sum_{i=1}^M \cos^2 \delta_i^{(n)} & \sum_{i=1}^M \cos \delta_i^{(n)} \sin \delta_i^{(n)} \\ \sum_{i=1}^M \sin \delta_i^{(n)} & \sum_{i=1}^M \sin \delta_i^{(n)} \cos \delta_i^{(n)} & \sum_{i=1}^M \sin^2 \delta_i^{(n)} \end{bmatrix} \quad (4-2-10)$$

(4-2-9)式の b'_j と c'_j はそれぞれ位相マップの \cos 成分と \sin 成分を表しており、AIA 法では

$\phi_j = \tan^{-1}(-c'_j / b'_j)$ を計算することで位相マップが得られる。

(2) DFTV 法による Iterative な位相回復について

DFTV 法 (Directional Filter Total Variation 法) は実空間と周波数空間を周回する Fienup 型位相回復法[2]に基づいた Iterative な位相回復法である。この回復手法は実空間と周波数空間それぞれに適切な制約条件を組み込むことで効果的に位相回復できることが証明されている。DFTV 法では、実空間の制約に Total Valiation 最小化を、周波数空間の制約に方向フィルタ (Directional Filter) をあてはめた。(Fig. 4-2-1)

収束条件として $\|\phi_j^{(n+1)} - \phi_j^{(n)}\| / \|\phi_j^{(n+1)}\|$ が 10^{-3} 以下ならば位相マップを出力することとした。

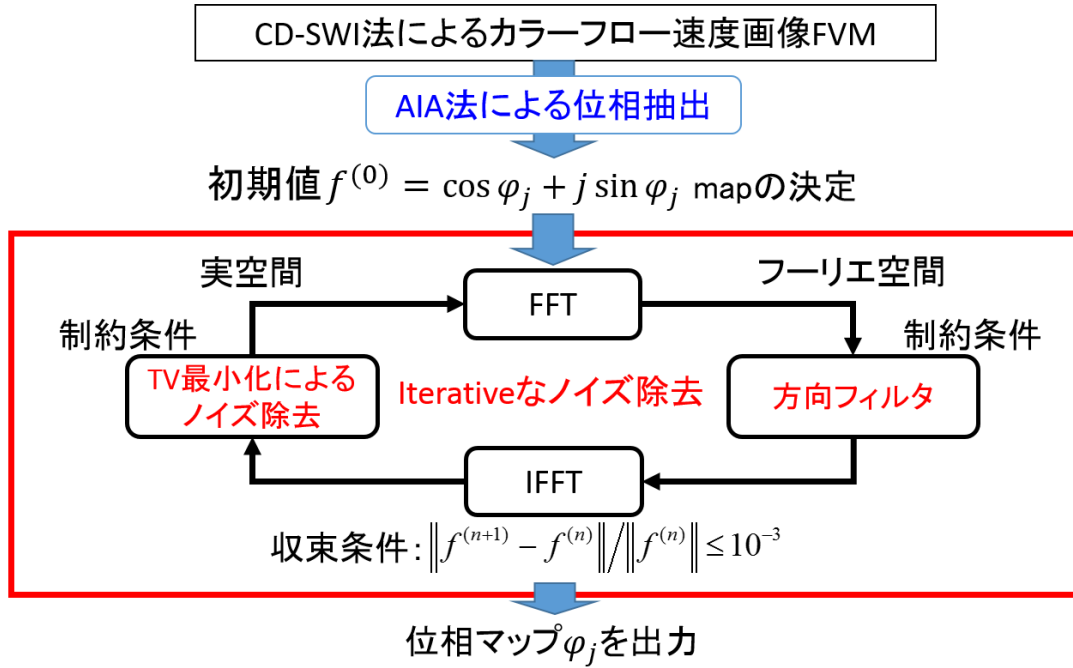


Fig. 4-2-1 AIA 法による位相抽出法と Iterative な位相回復法

(3) Total Variation 最小化によるノイズ除去について

Total Variation (TV) 最小化[3, 4]とは隣接するデータの変動総和に着目した方法で、分解能を落とさずにノイズ除去を行える方法である。ここでは便宜上(4-2-9)式の b'_j と c'_j を 2 次元の画像として扱い、TV 最小化のプロセスを説明する。TV の最小化には再急降下法を採用し、以下のような更新式を用いた。

$$\tilde{b}'(\xi, \eta) = \min \|b'(\xi, \eta)\|_{TV}$$

$$\tilde{c}'(\xi, \eta) = \min \|c'(\xi, \eta)\|_{TV}, \quad (\xi, \eta) \in N \quad (4-2-11)$$

$$f^{r+1}(\xi, \eta) = f^r(\xi, \eta) - \alpha v(\xi, \eta) \quad (4-2-12)$$

$$\begin{aligned} v(\xi, \eta) &= \frac{\partial \|f(\xi, \eta)\|_{TV}}{\partial f(\xi, \eta)} \\ &= \frac{2\{f(\xi, \eta) - f(\xi - 1, \eta)\} + 2\{f(\xi, \eta) - f(\xi, \eta - 1)\}}{\sqrt{\{f(\xi, \eta) - f(\xi - 1, \eta)\}^2 + \{f(\xi, \eta) - f(\xi, \eta - 1)\}^2}} \\ &\quad - \frac{2\{f(\xi + 1, \eta) - f(\xi, \eta)\}}{\sqrt{\{f(\xi + 1, \eta) - f(\xi, \eta)\}^2 + \{f(\xi + 1, \eta) - f(\xi + 1, \eta - 1)\}^2}} \\ &\quad - \frac{2\{f(\xi, \eta + 1) - f(\xi, \eta)\}}{\sqrt{\{f(\xi, \eta + 1) - f(\xi, \eta)\}^2 + \{f(\xi, \eta + 1) - f(\xi - 1, \eta + 1)\}^2}} \end{aligned} \quad (4-2-13)$$

ここで、 α は再急降下法の刻み幅を表し、本研究では実験的に 0.5 とした。また、 f は b' あるいは c' を意味する。 \tilde{b}' と \tilde{c}' から、次式により位相マップを得る。

$$\phi_j^{(n+1)} = \tan^{-1}(-\tilde{c}'_j / \tilde{b}'_j) \quad (4-2-14)$$

(4) 方向フィルタ (Directional Filter) について

方向フィルタとは、画像を二次元フーリエ変換して空間周波数上のスペクトルを計算し、波数ベクトルフィルタを適用してフーリエ逆変換することで任意の成分を抽出することができる手法である。この方法を CD SWI 法で取得したせん断波位相マップに適用することを考える。

前方へ伝搬する入射波と、後方へ伝搬する反射波が観測された一次元について考えると、せん断波の複素振幅 $S(x)$ は

$$S(x) = A_F \exp[j(k_p x + \varphi_F)] + A_B \exp[j(-k_p x + \varphi_B)] \quad (4-2-15)$$

ただし、 A_F :入射波の振幅 A_B :反射波の振幅 φ_F :入射波初期位相 k_p :せん断波の波数 φ_B :反射波初期位相である。 $A_B \ll A_F$ のとき、入射波と $S(x)$ との最大の位相差 $\Delta\phi$ は

$$\Delta\phi = \arctan\left(\frac{A_B}{A_F}\right) \quad (4-2-16)$$

したがって、CFI から得られる複素信号 $S_{CFI}(x)$ は振幅情報が失われるので、 φ_F , φ_B を無視すると、

$$S_{CFI}(x) = \exp[j \arg(S(x))] = \exp[j\{k_p x + \Delta\phi \sin(-2k_p x)\}] \quad (4-2-17)$$

上式について、フーリエ級数展開すると

$$S_{CFI}(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n(\Delta\phi) \exp(jk_p x) \exp[-2jnk_p x] \quad (4-2-18)$$

ここで、 $J_n(x)$: n 次のベッセル関数である。

k_p 周りのスペクトラム成分のみを抽出するフィルタを適用することで入射波のせん断波位相マップ ϕ_{FPW} は以下のように導出される。

$$S_{CFI}'(x) = J_0(\Delta\theta) \exp(jk_p x) \quad (4-2-19)$$

$$\phi_{FPW}(x) = \arg(S_{CFI}'(x)) \quad (4-2-20)$$

4-3 位相マップの3次元再構成

ここでは DFTV 法により得られた位相マップと地磁気センサから得られた角度情報を用いた伝搬情報の3次元再構成方法を説明する。

Step 1. 位相マップを空間上へ配置

位相マップと時間的に同期した角度情報から、位相マップを角度に従って空間上に配置する。手動チルト走査を行っているので、角度の中心は位相マップの上辺とする。(Fig. 4-3-1)

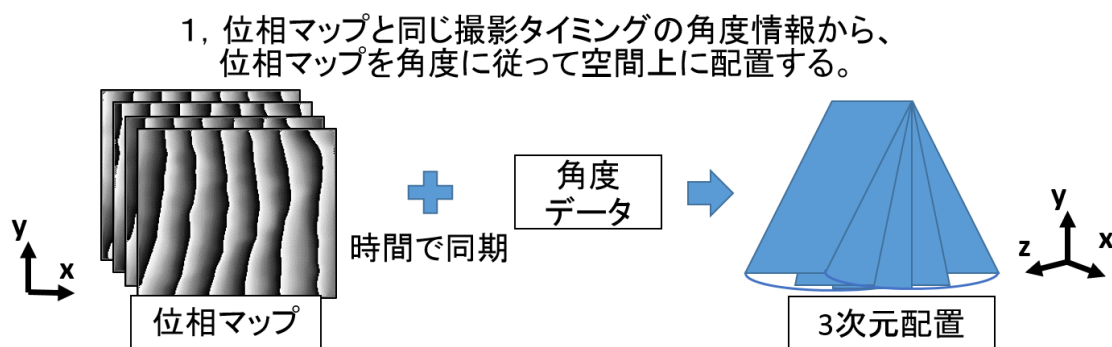


Fig. 4-3-1 位相マップを空間上へ配置

Step 2. 線形補間による3Dボリュームの作成

Step 1.で配置した位相マップの間の空間を前後の位相マップから線形補間を行う。これにより3D位相ボリューム $\phi_{FVM}(x, y, z)$ を作成する。(Fig. 4-3-2)

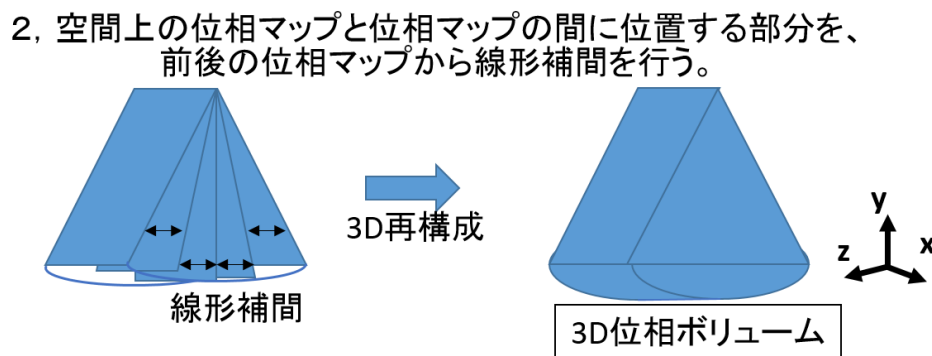


Fig. 4-3-2 線形補間による3D位相ボリュームの再構成

4-4 三次元伝搬速度と伝搬方向の推定

xyz 空間を伝搬する平面波の波数の x 成分を k_x 、 y 成分を k_y 、 z 成分を k_z とすると、CFI で観測される波面の位相は、せん断波の位相 ϕ の二倍変化するため、 x 方向の単位長さあたりの超音波照射時間遅れ ΔT_p を考慮すると、

$$k_x(x, y, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p \quad (4-4-1)$$

$$k_y(x, y, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial y} \quad (4-4-2)$$

$$k_z(x, y, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial z} \quad (4-4-3)$$

また、 $|\vec{k}|$ は次式で表される。

$$|\vec{k}| = \sqrt{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi}{\frac{v_b}{f_b}} \quad (4-4-4)$$

よって、せん断波の伝搬速度 v_b は

$$\begin{aligned} v_b(x, y, z) &= \frac{2\pi f_b}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2}} \\ &= \frac{2\pi f_b}{\sqrt{\left(\frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \phi_{FVM}(x, y, z)}{\partial z}\right)^2}} \end{aligned} \quad (3-4-6)$$

4-5 せん断波の3次元観測ソフトウェア

第3節、第4節で求められた三次元的な位相マップと伝搬情報を観測するためのソフトウェアを OpenGL ライブラリを用いて作成した。以下、特徴と表示例を示す。(Fig. 4-5-1)

【特徴】

- ・ 任意の位置・姿勢の断面を観察可能
- ・ 位相マップ・速度マップ・方向マップを切り替え表示
- ・ 3次元再構成された3D ボリュームのフレーム（枠）を表示

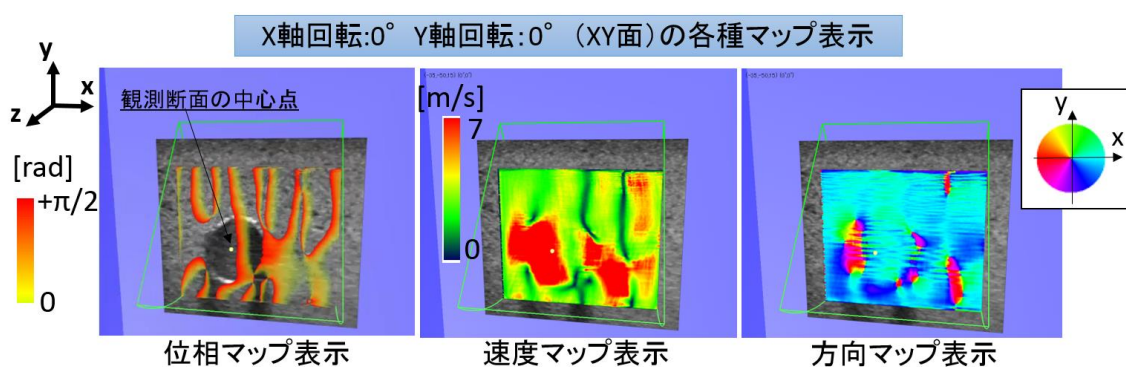


Fig. 4-5-1 3次元観測ソフトウェアの表示例

このソフトウェアは、3次元空間上に観測断面の中心点を置き、中心点を基準に回転させることでXY面・YZ面・ZX面などを観測することができる。これにより、新たな3次元的な伝搬特性の可視化を行う。

第5章 三次元撮影実験による伝搬特性の解明

5-1 実験概要

(1) 乳線診断を想定した模擬腫瘍の決定

乳腺診断では、乳がんなどの悪性腫瘍の早期発見が求められており、悪性腫瘍の形態情報を得るための分解能が必要である。乳がんの病期と腫瘍径の関係を Table 5-1-1 に、病期と5年相対生存率を Fig. 5-1-1 に示す。

Table 5-1-1 UICC TNM 分類（第7版）による病期分類²⁾

	N0	N1	N2,N3
T1 [腫瘍最大径≦2cm]	I	I ~ II	III
T2 [2cm<最大径≦5cm]	II		
T3 [5cm<最大径]	II	III	
T4 [最大径と無関係]	III		
M1 (遠隔転移あり)	IV		

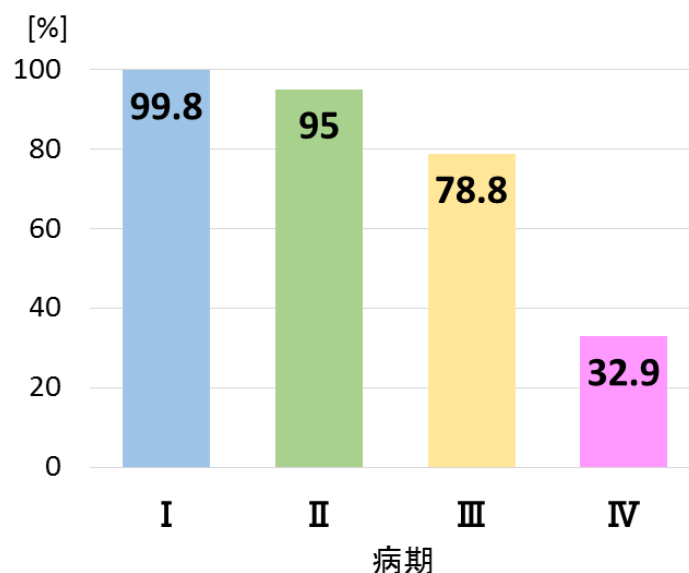


Fig. 5-1-1 5年相対生存率（2003～2007年診断例）³⁾

Table 5-1-1 と、Fig. 5-1-1 より生存率が高い早期乳がん発見のために必要な分解能は 2cm 程度である。また、Fig. 5-1-2 より、良性と悪性組織の伝搬速度の差は 10%以上あるので

悪性腫瘍部の映像化が可能である。

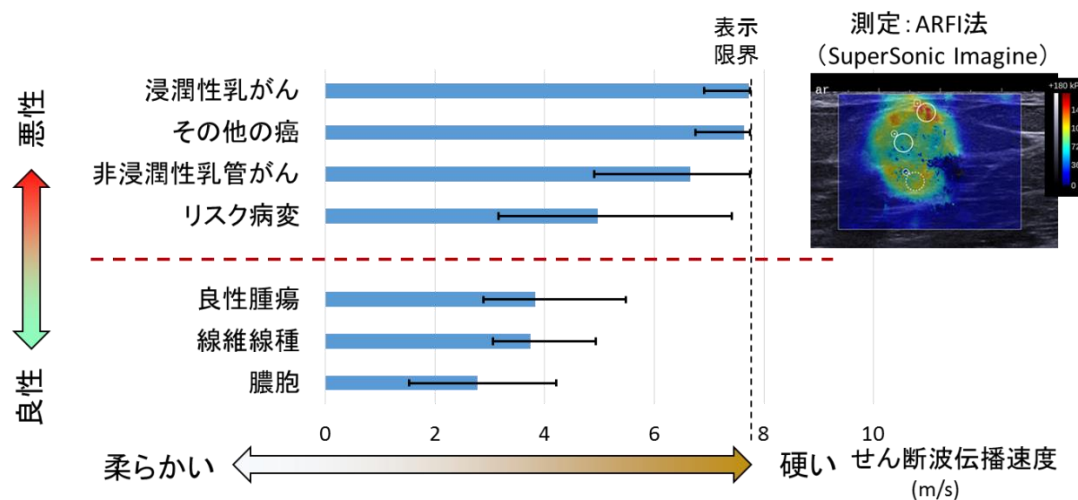


Fig.5-1-2 乳腺診断における定量的組織固さ診断の有効性⁴⁾

以上より、本研究では直径 10mm の硬い寒天球を用いて腫瘍模擬ファントムを作成した。

2) 国立がん研究センターがん対策情報センター資料より作成

3) 全国がん（成人病）センター協議会の生存率共同調査（2016 年 1 月集計）による

4) Wendie A. Berg, MD, PhD, et al. Shear-wave Elastography Improves the Specificity of Breast US: The BE1 Multinational Study of 939 Masses Radiology (2012 Feb;262(2):435-449)

（２） 実験目的・手順

（１）で決定した腫瘍模擬ファントムを用いて腫瘍周辺の 3 次元的な伝搬特性を観察する。これにより観測された伝搬特性を用いて腫瘍の形態情報や硬さの推定の提案を目指す。以下の順で実験を行い、伝搬特性を調べた。

1、低加振電圧下における伝搬特性の検証

腫瘍模擬ファントムを低加振電圧で加振し、伝搬特性を調べる。

2、加振電圧と回折現象及び伝搬速度の非線形的関係

加振電圧を変更した際の模擬腫瘍ファントムの伝搬特性の変化を探る。

3、周辺組織と模擬腫瘍の癒着有無による伝搬特性の検証

周辺組織と癒着した模擬腫瘍と、分離した模擬腫瘍を比較し伝搬特性の違いを調べる。

5-2 実験で用いるファントム

本実験では腫瘍が周辺組織と癒着しているケースと、周辺組織から分離しているケースの2つの伝搬特性の違いを確認するため、以下のファントムを用いて実験を行う。

[実験条件]

超音波映像装置	LOGIQ7 (GE ヘルスケア)
超音波中心周波数	12M[Hz]
加振周波数	253.2[Hz]
測定対象	腫瘍模擬ファントムファントム
	正常軟組織模擬部 (周囲): 寒天濃度 0.9% (伝搬速度 2.60m/s)
	腫瘍組織模擬部 (内部球): 寒天濃度 1.75% (伝搬速度 6.97m/s)
	コロジオン膜腫瘍模擬ファントムファントム
	正常軟組織模擬部 (周囲): 寒天濃度 0.9% (伝搬速度 2.60m/s)
	腫瘍組織模擬部 (内部球): 寒天濃度 1.75% (伝搬速度 6.97m/s)

ファントムには組織の癒着度に変化を与えるために腫瘍組織模擬部をコロジオン膜 (厚み <0.1mm) で覆ったもの (周辺組織と分離) と、覆わないもの (周辺組織と癒着) の二種類を用い、ファントムの断面写真と B モード画像を Fig. 5-2-1 に示す。

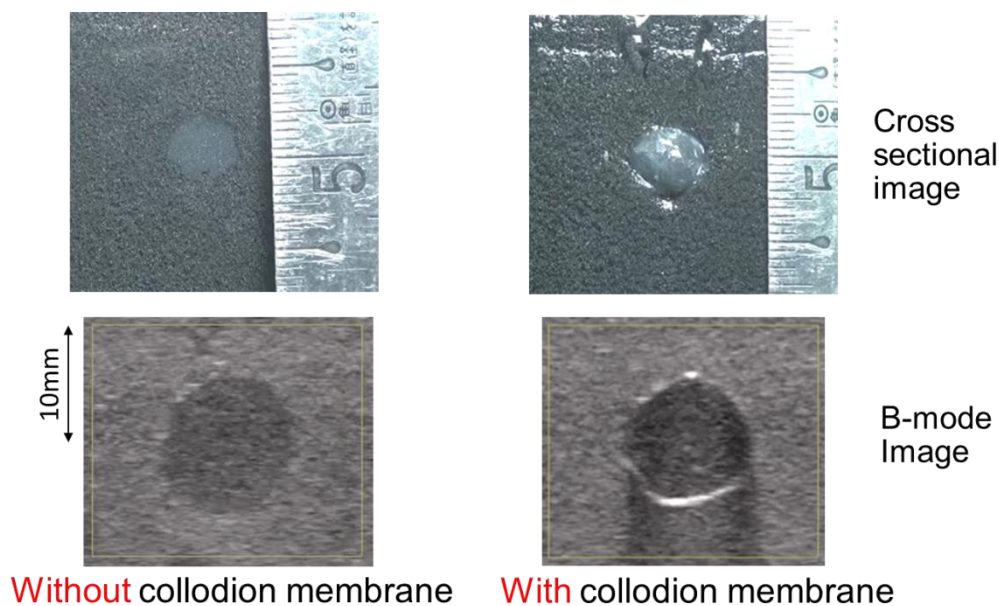


Fig. 5-2-1 腫瘍模擬寒天ファントム断面写真と B モード像

5-3 低加振電圧下における伝搬特性の検証

5-2 で示したコロジオン膜模擬腫瘍ファントムを用いて、加振器の加振電圧を+0.20V に設定し、3次元撮影を行った。

まず、3次元再構成が行われている例を示す。

Fig. 5-3-1 は再構成された3次元位相ボリュームを、3つの位置のXY面で観察したものである。

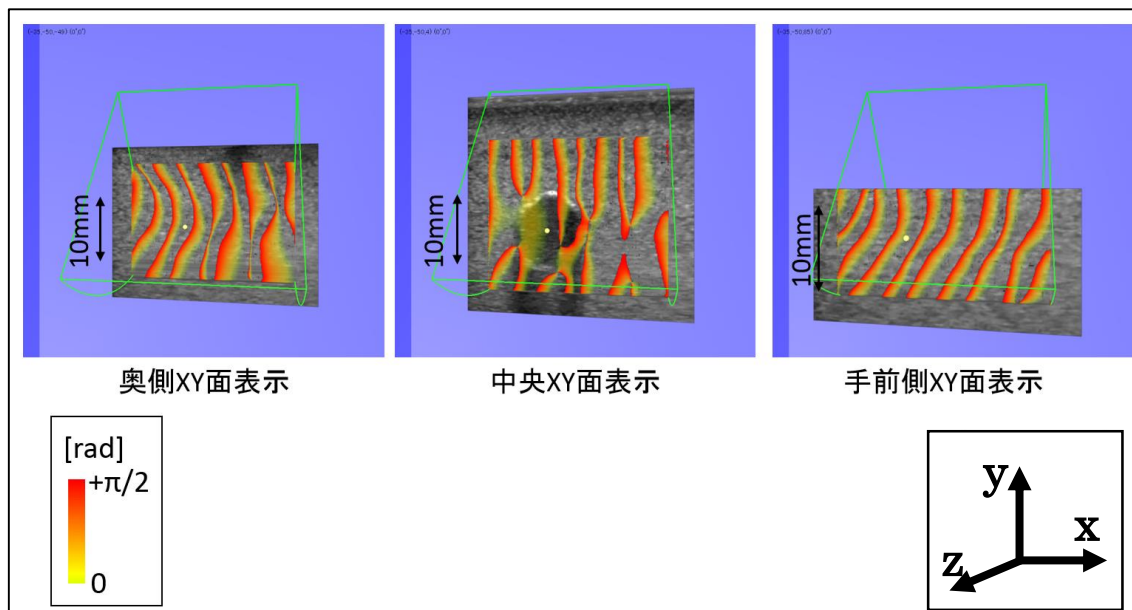


Fig. 5-3-1 3D 位相ボリュームの XY 面表示

Fig. 5-3-2 は3つの ZX 面で観察したものである。

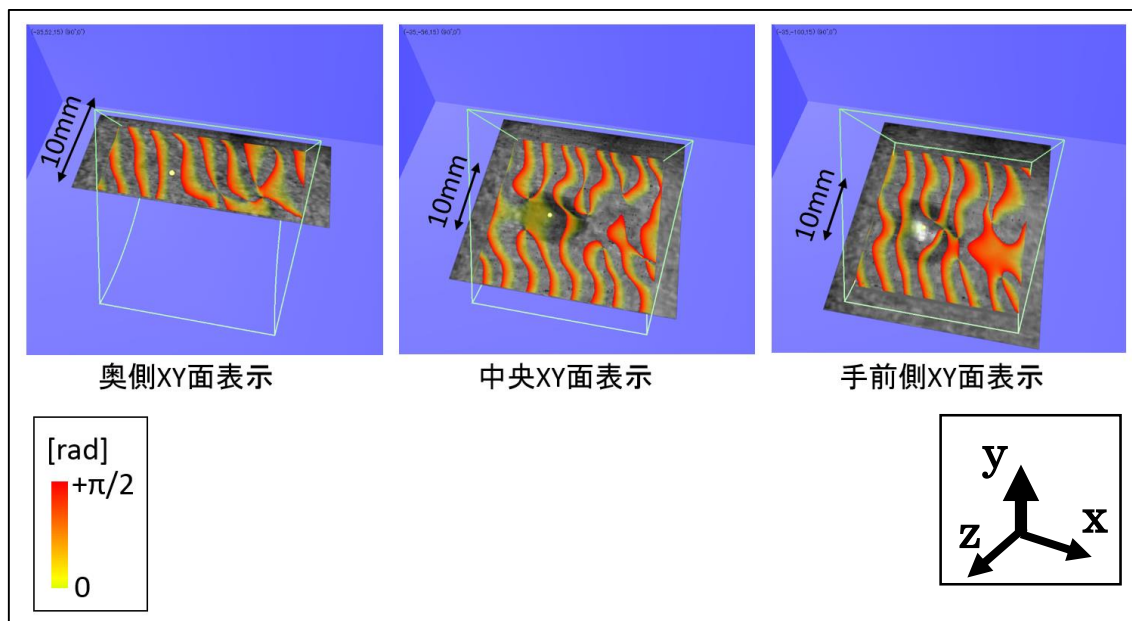


Fig. 5-3-2 3D 位相ボリュームの ZX 面表示

Fig. 5-3-1、Fig.5-3-2 より、3D 撮影で得られた動画から 3 次元的な位相情報が再構成されたことがわかる。

次に、3D ボリューム中の模擬腫瘍を中心として、XY 面と ZX 面の位相マップを表示した。(Fig. 5-3-3)

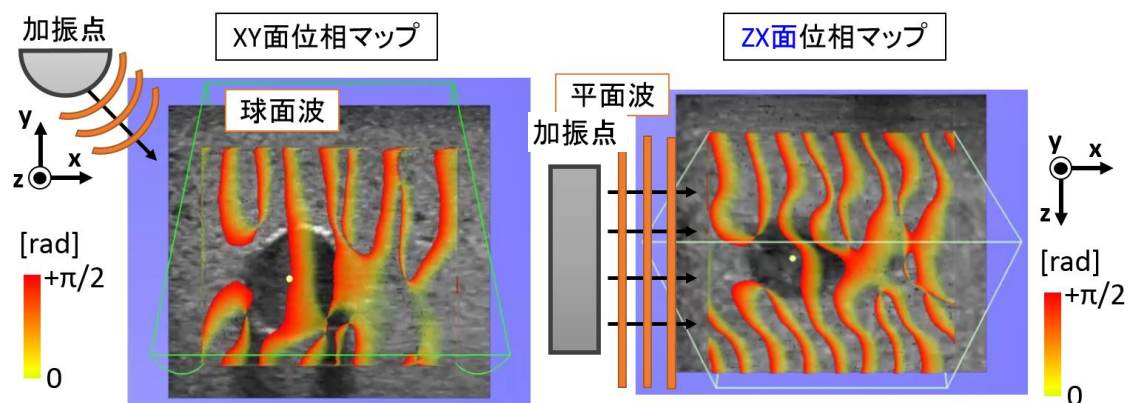


Fig. 5-3-3 3D 位相ボリュームの位相情報表示

この図から、コロジオン膜模擬腫瘍の存在による波面の変形が顕著に現れていることがわかる。

また、第4章で示した加振器のアタッチメントは半円柱状の細長いものを用いているため、XY 面で観測した場合には球面波が、ZX 面で観測した場合には平面波として観測される。そのため、XY 面ではせん断波の模擬腫瘍の出射側は複雑な伝搬が広がってゆくが、ZX 面では、出射側の伝搬は腫瘍の右側のみに留まっていることがわかる。

以上より、平面波を発生させるアタッチメントを用いた場合、ZX 面で観察した方が腫瘍の存在を詳細に推定できると考えられる。

5-4 加振電圧と回折現象及び伝搬速度の非線形的関係

コロジオン膜模擬腫瘍ファントムを用いて、加振電圧を+0.20V、+0.40V と変化させた場合の回折現象と加振電圧の非線形性を確認した。

最初に加振電圧+0.20V で確認された回折現象について示す。(Fig.5-4-1)

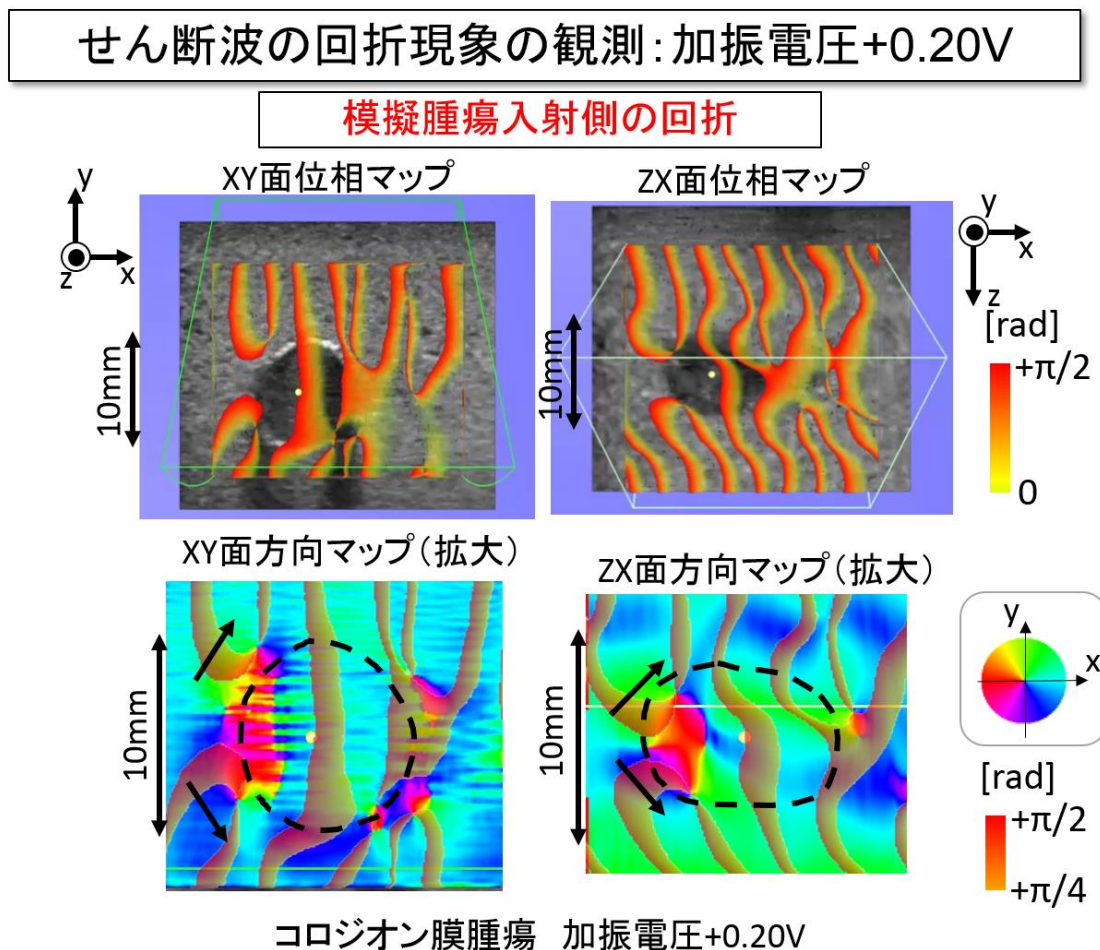


Fig.5-4-1 加振電圧+0.20V で発生した回折現象

この図は上に位相マップのXY面・ZX面を、下に伝搬方向マップのXY面・ZX面を示したものである。伝搬方向マップには視認性のために、位相マップを重ねて表示した。これよりXY面・ZX面の両方、すなわち3次元的にコロジオン膜模擬腫瘍のせん断波入射側で回折が発生していることがわかる。

次に、加振電圧+0.40V で確認された回折現象を示す。(Fig. 5-4-2)

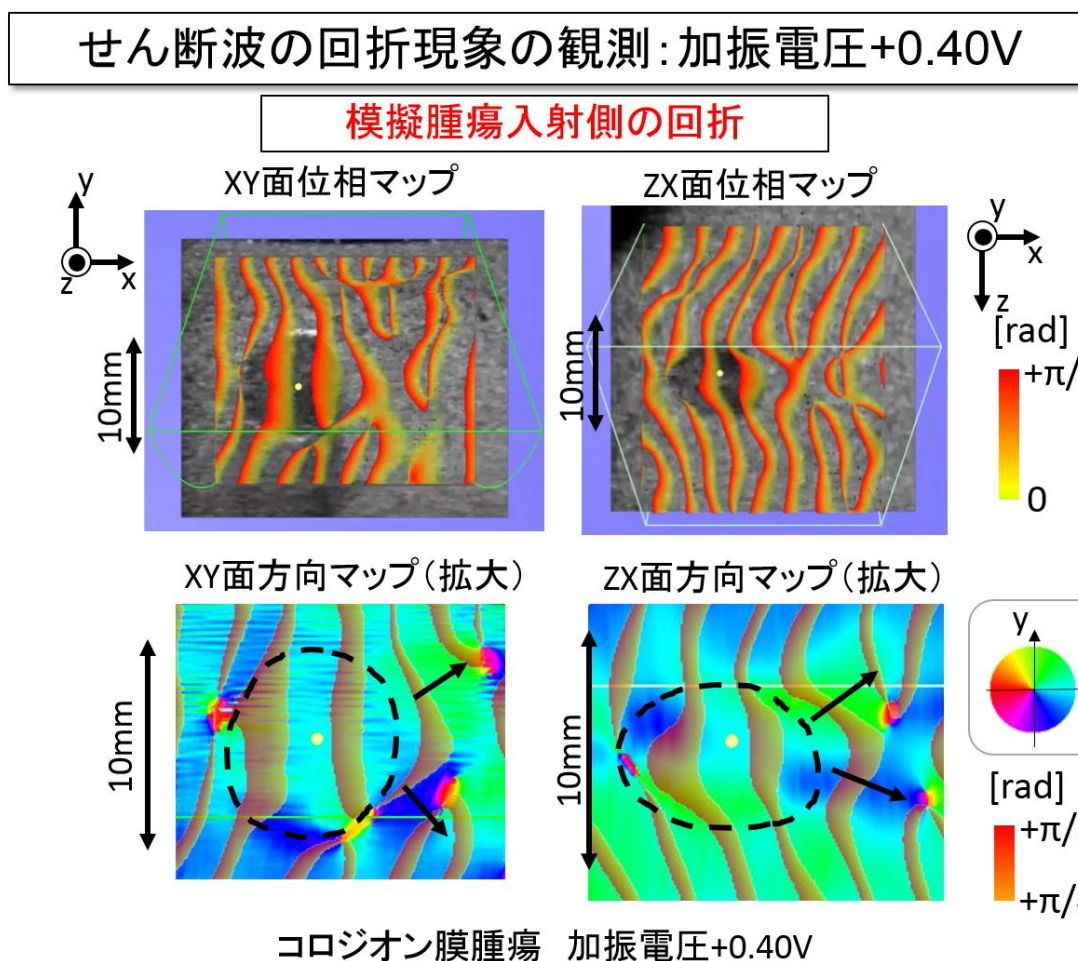


Fig. 5-4-2 加振電圧+0.40V で発生した回折現象

加振電圧+0.40V では XY 面・ZX 面の両方、すなわち 3 次的にコロジオン膜模擬腫瘍のせん断波出射側で回折が発生していることがわかる。

以上、加振電圧+0.20V、+0.40V で確認された現象から次のことが考えられる。

・ 加振電圧+0.20V の場合

加振器による加振が弱いため、コロジオン膜模擬腫瘍にせん断波が全て入射せず、回折成分として 3 次的に模擬腫瘍に沿うようにせん断波が伝搬する。(Fig.5-4-3)

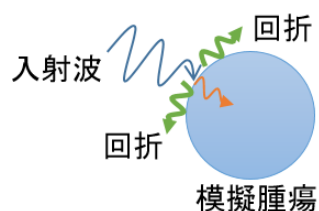


Fig.5-4-3 加振が弱い場合に想定される回折現象

・加振電圧+0.40V の場合

コロジオン膜模擬腫瘍を伝わってきたせん断波が出射し、周辺に3次的に回折しながら伝搬する。(Fig. 5-4-4)

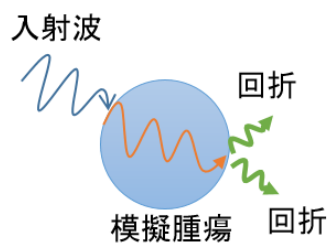


Fig.5-4-4 模擬腫瘍を通過したせん断波に発生する回折現象

この2つの現象は、加振電圧が変化した場合に回折が発生する箇所が変化するという非線形性を表している。この現象を利用することで、位相マップ・方向マップの情報から、周辺組織と分離した腫瘍の3次的な位置・形状推定に繋がる可能性がある。

次にコロジオン膜模擬腫瘍ファントムを用いて、加振電圧を+0.20V、+0.40V、+0.60V と変化させた場合の伝搬速度と加振電圧の非線形性を確認した。

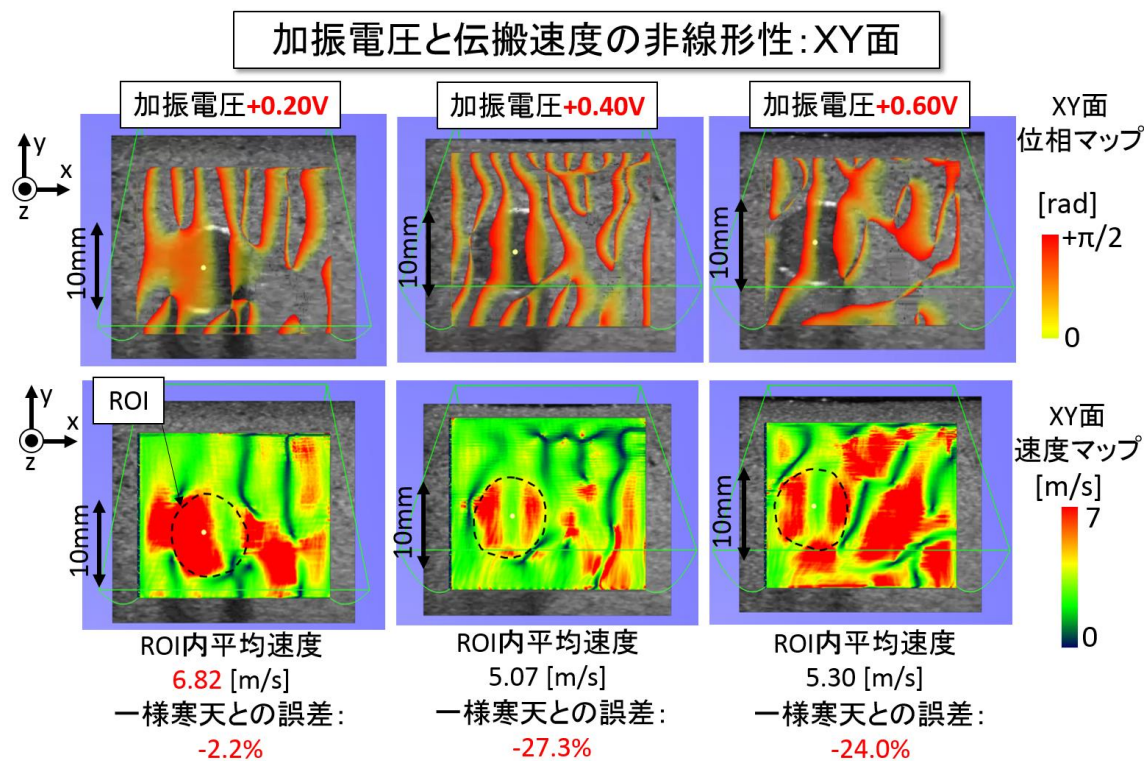


Fig.5-4-5 速度マップ XY 面の伝搬速度と加振電圧の非線形性

Fig.5-4-5 に示したものは、加振電圧を変化させた場合の XY 面で観察した位相マップと伝搬速度マップである。伝搬速度マップに示した ROI 中の平均速度から、加振電圧+0.20V が同じ濃度の一様寒天と伝搬速度に近く、加振電圧が上がると伝搬速度が遅くなり、誤差が大きくなる非線形性が確認できる。また、加振電圧が上がることで模擬腫瘍右側の伝搬が複雑になる様子が確認できる。

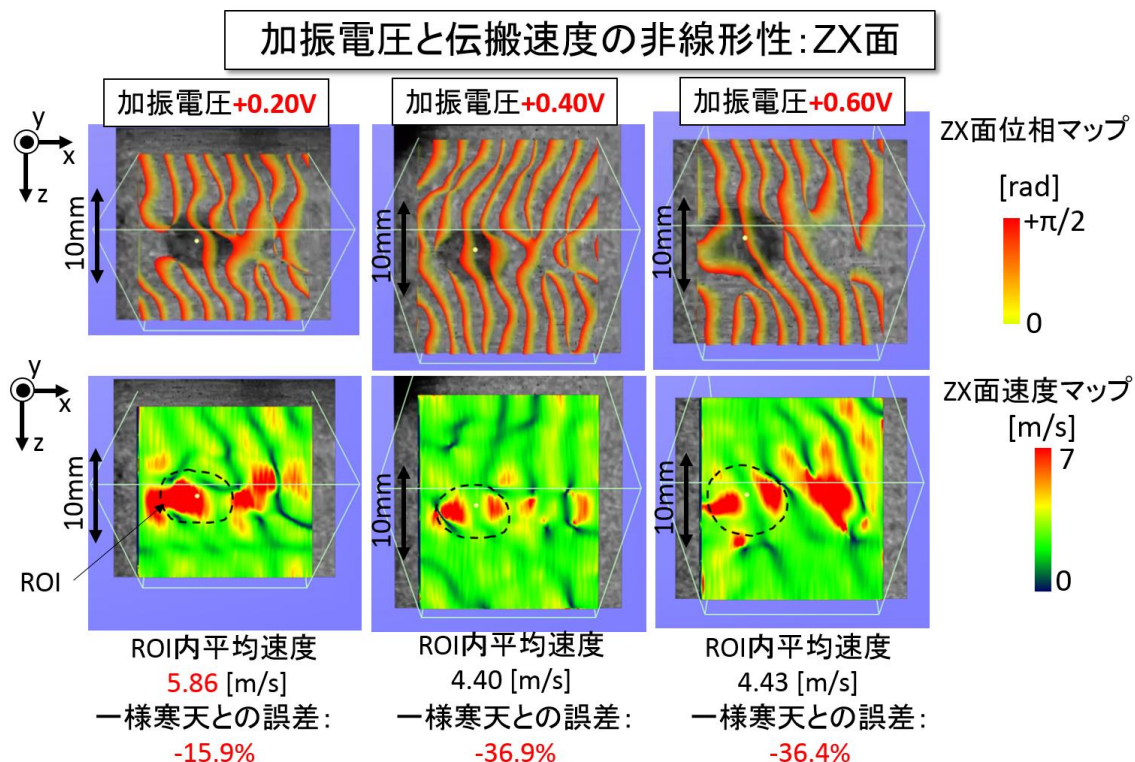


Fig.5-4-6 速度マップ ZX 面の伝搬速度と加振電圧の非線形性

Fig.5-4-6 に示したものは加振電圧を変化させた場合の ZX 面で観察した位相マップと伝搬速度マップである。伝搬速度マップに示した ROI 中の平均速度から、XY 面と同様に、加振電圧+0.20V が同じ濃度の一様寒天と伝搬速度に近く、加振電圧が上がると伝搬速度が遅くなる非線形性が確認できる。

しかし、加振電圧+0.60V に注目すると、先ほど XY 面で伝搬の様子が複雑に観測されたが、ZX 面では模擬腫瘍右側の領域でのみ発生している現象であることが確認できる。これは本章 3 節で述べたアタッチメントによる平面波を観測しているためで、3 次元的に観測することで初めて理解できることである。

以上の伝搬速度の加振電圧の非線形性より、加振電圧が増加すると伝搬速度が実際よりも遅く観測されることがわかった。これより、組織の硬さを測定する場合、低加振電圧下で伝搬速度推定を行うことで高精度な組織の硬さの推定が可能になると考えられる。

また、回折現象と伝搬速度の加振電圧の非線形性を利用することで、加振電圧を変化させた際の回折現象と伝搬速度の変化から、腫瘍の位置・形状・硬さ推定が行える可能性がある。

5-5 周辺組織と模擬腫瘍の癒着有無による伝搬特性の検証

模擬腫瘍が周辺組織と分離した場合（コロジオン膜模擬腫瘍）と周辺組織と癒着した場合（通常の模擬腫瘍）を加振電圧+0.20V で加振した際の位相マップの比較を Fig. 5-5-1 に示す。

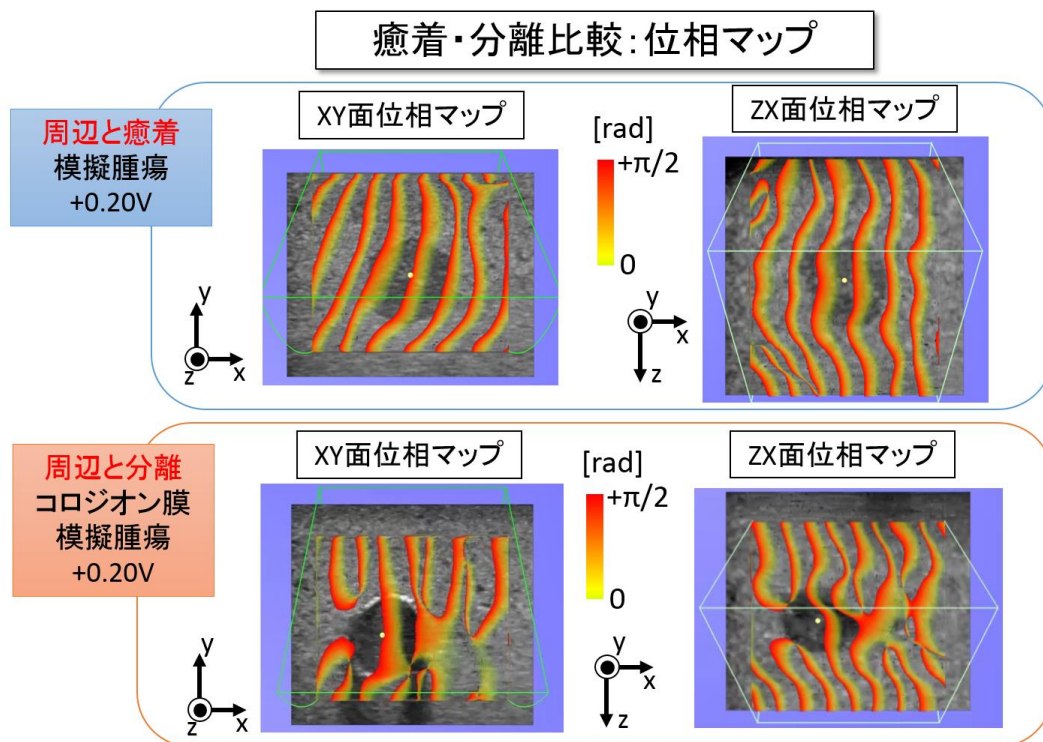


Fig.5-5-1 模擬腫瘍の周辺組織との癒着・分離比較：位相マップ

この図から、XY 面・ZX 面で周辺組織と癒着している場合に回折等の現象がほとんど発生していないことがわかる。

次に、伝搬速度マップの比較を示す。(Fig. 5-5-2)

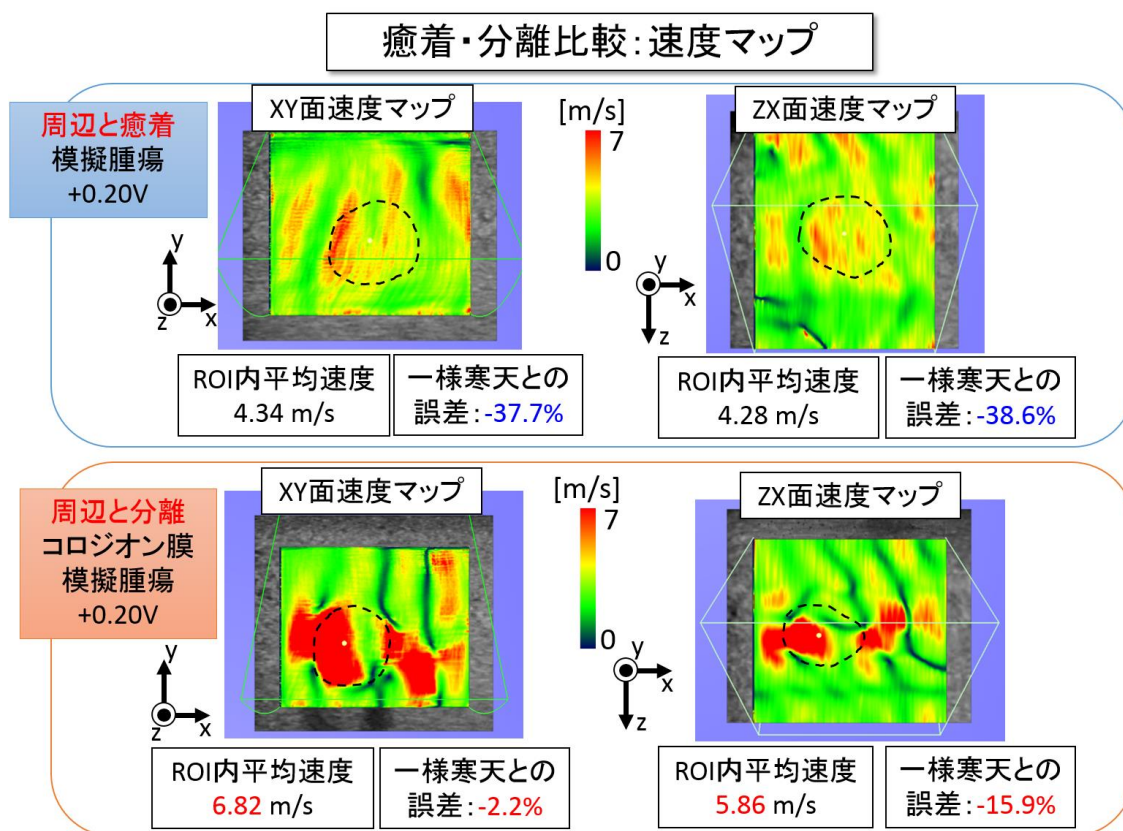


Fig.5-5-2 模擬腫瘍の周辺組織との癒着・分離比較：速度マップ

この図より、伝搬速度が同じ硬さのコロジオン膜模擬腫瘍よりも遅く観測されていることがわかる。

周辺と癒着した模擬腫瘍の周辺で回折が発生せず、伝搬速度が遅く観測される理由として、模擬腫瘍が周辺の組織と癒着していることでずり変形が起こりづらいことが原因だと考えられる。

周辺と癒着した腫瘍に周辺と分離した腫瘍と同様な加振電圧と伝搬速度の非線形性が存在するか検証した。(Fig. 5-5-3)

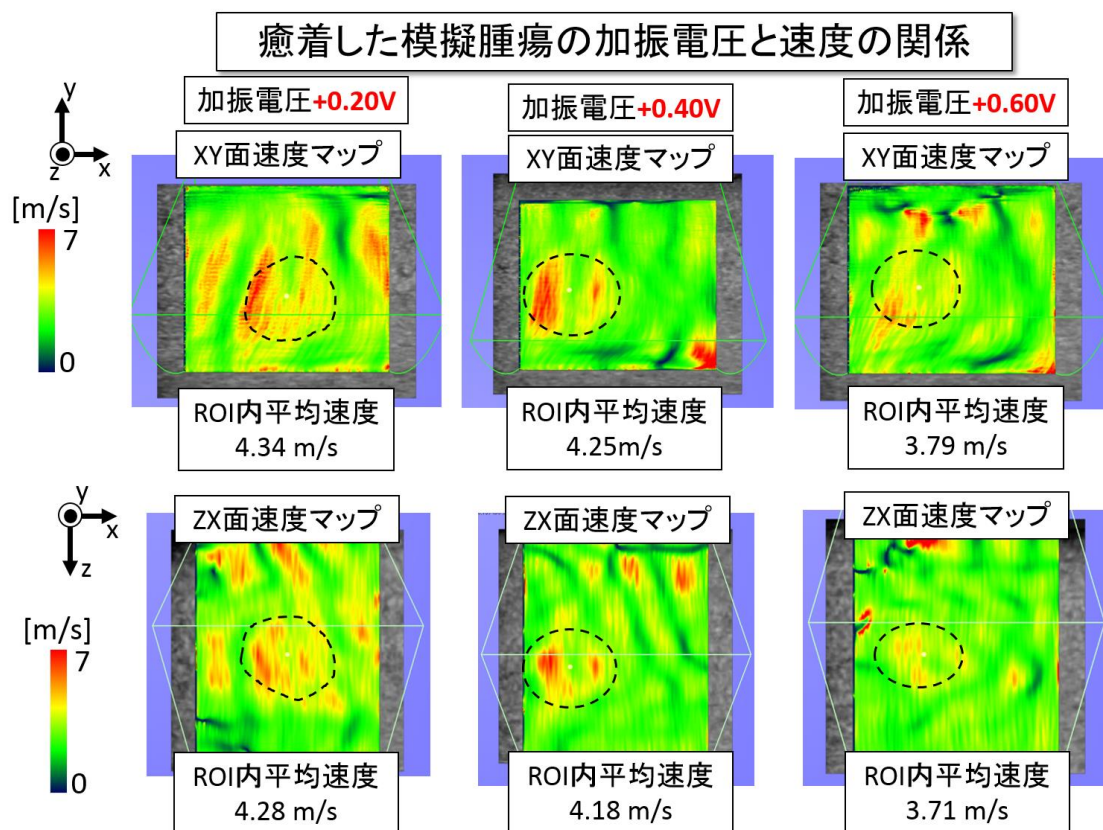


Fig. 5-5-3 癒着した模擬腫瘍の加振電圧と速度の関係

この図より、癒着した模擬腫瘍であっても加振電圧と伝搬速度の間に非線形性が存在することがわかる。これより、周辺組織と癒着した腫瘍は加振電圧と伝搬速度の非線形性より位置・形状が評価できる可能性がある。

第6章 結論

6-1 結論

本研究では汎用超音波装置によるカラーフロー画像を用いたカラードプラせん断波映像法 (CD SWI 法) を用いた 3 次元せん断波観測システムを開発し伝搬特性の解明をおこなった。

- (1) カラードプラせん断波映像法 (CD SWI 法) と DFTV 法を用いた位相マップ抽出を組み合わせたせん断波三次元映像システムの開発

臨床で求められる安定かつ短時間な撮影を実現するために、手動チルト撮影・地磁気センサの利用・少数フレームからの位相マップ抽出法を組み合わせ、せん断波 3 次元映像システムの構築を行った。これによりせん断波の伝搬を 3 次元的に観察することにより新たな伝搬特性の推定が行えるようになった。

- (2) 低加振電圧下における伝搬特性の検証

コロジオン膜腫瘍寒天に対し手動 3D 撮影を行い、3 次元再構成した位相ボリュームを確認した。3 次元的に観察することで加振器から発生する球面波・平面波の影響をせん断波の伝搬の変化として確認した。これより、せん断波を平面波として観察することでより詳細な腫瘍の位置・形状推定に繋がる可能性を示した。

- (3) 加振電圧と回折現象及び伝搬速度の非線形的関係

組織中に周辺組織と分離した模擬腫瘍が存在する場合、加振電圧が変化することにより回折現象が発生する箇所が変化することを確認した。これにより腫瘍の 3 次元的位置・形状推定に繋がる可能性を示した。

また、加振電圧が高くなると実際の速度よりも遅く観測されてしまうことを確認した。腫瘍の測定を行う際は加振電圧を低くして測定することでより高精度な組織の硬さの推定が可能になると考えられる。

- (4) 周辺組織と模擬腫瘍の癒着有無による伝搬特性の変化

周辺組織と癒着した模擬腫瘍は必ず変形が起こりづらく、周辺と分離した模擬腫瘍のように腫瘍周辺に伝搬の変化を起こさず、伝搬速度が実際よりも遅く観測される。しかし、周辺と分離した模擬腫瘍と同じ加振電圧と伝搬速度の非線形性が見られるため、これを用いて腫瘍の位置や形状を評価できる可能性がある。

6-2 今後の課題

- (1) 本研究では全て手動で3次元撮影を行ったが、治具を開発し、用いることでより再現性の高い測定が行えると考えられる。今後、ファントム用や生体用の治具の開発を検討し、より精度の高い3D撮影を目指す。
- (2) 3次元再構成のシステムは撮影動画をもとに3Dボリュームを作成しており、作成までに多大な時間がかかってしまう現状がある。今後、GPUの利用を視野に入れ、アルゴリズムの効率化を進め、より短時間で再構成可能なシステムを目指す。
- (3) 撮影対象をファントムだけでなく、生体（乳腺・僧帽筋）へ展開することで、伝搬特性だけでなく、新たな診断方法の発見を目指す。

謝辞

本研究を行うにあたり、終始適切なお指導をいただきました群馬大学大学院理工学府理工学専攻山越芳樹教授に深く感謝申し上げます。また日頃から助力を頂いた砂口助教、荻野毅技官に深く感謝申し上げます。さらに研究を共にし、測定装置試作、データ解析にご協力いただきました修士2年 笠原世裕氏、学部4年 竹澤祐輔氏に感謝申し上げます。最後に山越研究室での3年間にわたる研究でお世話になった方々に感謝いたします。

参考文献

1. Z. Wang and B. Han, Advanced iterative algorithm for phase extraction of randomly phase-shifted interferograms, *Opt. Lett.*, 29, 1671-1673, (2004).
2. J. R. Fienup, Phase retrieval algorithms: a comparison, *Applied Optics*, Vol. 21, No. 15, 2758 (1982)
3. L. I. Rudin, S. Osher, and E. Fatemi, Nonlinear total variation based noise removal algorithms, *Physica D*, 60, 259-268, (1992).
4. C. R. Vogel and M. E. Oman, Iterative Methods for Total Variation Denoising, *SIAM J. Sci. Compt.*, 17, 227-238, (1996).